



Construcción de un modelo musculoesquelético desarrollado en OpenSim para la parametrización cinemática de la marcha en personas con amputación transfemoral

Valery Ramírez Ruiz

Universidad Antonio Nariño
Facultad de Ingeniería Mecánica, Electrónica y Biomédica
Bogotá, Colombia
2021

Construcción de un modelo musculoesquelético desarrollado en OpenSim para la parametrización cinemática de la marcha en personas con amputación transfemoral

Valery Ramírez Ruiz

Proyecto de grado presentado como requisito parcial para optar al título de:
Ingeniero Biomédico

Director :
Ing. Sebastián Jaramillo Isaza, PhD.

Universidad Antonio Nariño
Facultad de Ingeniería Mecánica, Electrónica y Biomédica
Bogotá, Colombia
2021

A **todos** los que me acompañaron y guiaron
en esta aventura.

Agradecimientos

Soy mala para dar las gracias, porque siento que el espacio no alcanzará para mencionar a todos los seres que contribuyeron en esta experiencia, pero quiero empezar por Dios y su estratégico plan para hacer que terminara luchando, queriendo y finalizando esta carrera profesional y por todas las bendiciones que brindo a lo largo del proceso y la vida.

A mis papás Rodolfo y Julia Marcela, por brindarme su aliento y apoyo, porque a pesar de todos los contras no me dejaron desfallecer cuando creí con toda el alma que no podría, por ser mi fuerza, y por enseñarme a no rendirme.

A mis abuelas Martha y Rosana porque sin ellas ni siquiera hubiera llegado hasta acá, por su incondicional amor, acompañamiento y reprimenda en cada proceso.

*A mi director Sebastián Jaramillo, mi más grande agradecimiento por su **inmensa** paciencia, por confiar en mí, por compartir conmigo consejos y conocimientos que fortalecieron mi desempeño, por hacerme querer esta carrera que creí no era para mí y por enseñarme nuevos rumbos y vertientes aplicativas.*

A la Universidad Antonio Nariño por la oportunidad de formarme profesionalmente. También agradezco a todo el plantel docente, que aportaron desde su conocimiento y experiencia... gracias por contribuir en este proceso hasta con lágrimas.

Por último y no menos importante a los seres que conocí antecitos y durante la trayectoria que tuvo esta aventura, esos que se convirtieron en amigos, compañeros y conocidos, gracias por cada momento lleno de risas, cóleras, aprendizajes, las nuevas experiencias y las mini aventuras.

Resumen

El análisis de marcha es una herramienta diagnóstica importante para la evaluación de patologías o lesiones traumáticas y para realizar el control y seguimiento de una alteración osteomuscular. Con él, se evalúan variables biomecánicas tanto cinéticas como cinemáticas, estas se pueden valorar de forma experimental o por medio de modelos musculo-esqueléticos que simulen el comportamiento del cuerpo.

En este trabajo se creó una prótesis transfemoral desde SolidWorks la cual fue exportada en formato .STL y adaptada para ser incluida a un modelo desarrollado en OpenSim que permite cuantificar variables cinemáticas de la marcha. La validación se realizó de forma virtual, por la emergencia sanitaria causada por el COVID-19, mediante el uso de una base de datos de libre acceso que contiene datos cinemáticos de la marcha de pacientes con amputación transfemoral.

Los principales resultados obtenidos en este trabajo son: un modelo funcional en OpenSim que permite cuantificar variables cinemáticas como cadencia y estabilidad, así como, determinar por medio de la comparación entre las gráficas obtenidas en Matlab y OpenSim que existe un desfase durante el apoyo entre la marcha normal y protésica, que para la extensión de rodilla es de $\pm 5^\circ$ y, en cuanto a la cadera se evidencia un hiperextensión que supera los 30° en el lado amputado. Se pudo concluir que los procesos adaptativos son de gran importancia, ya que a menor tiempo con la prótesis la velocidad de marcha soportable por el amputado es menor y la rigidez es mucho mayor.

Palabras clave: Amputación transfemoral, Análisis de marcha, Modelo musculo-esquelético, OpenSim.

Abstract

The gait analysis is an important diagnostic tool for the assessment of pathologies or traumatic injuries and for the control and follow-up of an osteomuscular alteration. With it, biomechanical variables, both kinetic and kinematic, are evaluated, these can be evaluated experimentally or by means of musculoskeletal models that simulate the behavior of the body.

In this work, a transfemoral prosthesis was created from SolidWorks which was exported in . STL format and adapted to be included in a model developed in OpenSim that allows quantification of kinematic gait variables. The validation was performed virtually, due to the health emergency caused by COVID-19, using an open-access database that contains kinematic data on the gait of patients with transfemoral amputation.

The main results obtained in this work are: a functional model in OpenSim that allows to quantify kinematic variables such as cadence and stability, as well as, by comparing the graphs obtained in Matlab and OpenSim, to determine that there is a lag during the support between normal and prosthetic gait, which for knee extension is $\pm 5^\circ$ and, as for hip extension, hyperextension exceeding 30° on the amputated side is evident. It was concluded that adaptive processes are of great importance, since the shorter the time with the prosthesis, the speed of walking that can be tolerated by the amputee is lower and the rigidity is much greater.

Keywords: Transfemoral amputation, Gait analysis, Musculoskeletal model, OpenSim.

Contenido

	Pág.
Resumen.....	IX
Lista de figuras	XIII
Lista de tablas.....	XVII
1. Introducción.....	1
1.1 Planteamiento del problema	4
1.2 Justificación	6
1.3 Objetivos.....	8
1.3.1 Objetivo general.....	8
1.3.2 Objetivos específicos	8
1.4 Estado del arte.....	9
2. Marco Teórico	17
2.1 Anatomía de la pierna.....	17
2.1.1 Cadera	17
2.1.2 Rodilla	18
2.1.3 Pie.....	18
2.2 Análisis Biomecánico.....	19
2.3 La Marcha.....	20
2.3.1 Fases de la marcha	23
Fase de Apoyo:	23
Fase de Balanceo:	24
2.4 Marcha Patológica	25
2.4.1 Tipos De Marcha Patológica.....	25
2.5 Cinemática De La Marcha	26
2.5.1 Variables cinemáticas	27
2.6 La Amputación.....	29
2.6.1 Nivel De Amputación	29
2.6.2 Amputación Transfemorale.....	30
2.6.3 Trastornos Invalidantes Sobreañadidos a La Amputación	31
2.6.4 Posibles complicaciones.....	31
2.7 Prótesis.....	32
2.7.1 Prótesis Transfemorale.....	33
2.7.2 Proceso de adaptación a la prótesis.....	35
2.8 OpenSim.....	35
2.8.1 Características de un Modelo	37
2.8.2 Elementos de un Modelo	37

2.8.3	Tipos de Modelo	37
2.9	Normativa	39
2.9.1	Marco Nacional.....	39
2.9.2	Marco Internacional	40
3.	Metodología	41
Etapa 1:	42
Revisión bibliográfica		42
Etapa 2:	43
Diseño de la Prótesis Transfemoral en SolidWorks.....		43
Etapa 3:	44
Definición del sistema y construcción del modelo.....		44
Etapa 4:	48
Selección de los participantes (Base de datos)		48
Etapa 5:	48
Protocolo de medición de la base de datos		48
Etapa 6:	50
Validación del modelo musculo-esquelético:		50
4.	Resultados	53
4.1	Diseño de la Prótesis Transfemoral en SolidWorks	53
4.2	Definición del sistema y construcción del modelo	54
4.3	Protocolo de medición de la base de datos.....	56
4.3.1	Cálculos	56
4.4	Validación del modelo musculo-esquelético:.....	58
4.4.1	Cálculos	63
5.	Discusión de resultados	65
6.	Conclusiones, recomendaciones y trabajo futuro.....	69
6.1	Conclusiones.....	69
6.2	Recomendaciones.....	70
6.3	Trabajos futuros.....	71
7.	Referencias	72
A.	ANEXO A: TABLAS CON LOS RESPECTIVOS ANGULOS DE LAS ARTICULACIONES	83
B.	ANEXO B: CLASIFICACION K-LEVELS.....	84
C.	ANEXO C: SEGMENTOS DE CODIGO EDITADOS.....	85

Lista de figuras

	Pág.
<i>Ilustración 1-1. Avances de las prótesis para miembro inferior, desde el siglo XVI fabricadas con yeso-metal hasta el siglo XXI fabricadas mediante sistemas robóticos. Fuente: Autoría propia</i>	9
<i>Ilustración 1-2: Último estudio realizado en 2008 por la vicepresidencia de la republica acerca de la amputación de miembro inferior. Fuente: Ocampo, M. L., Henao, L. M., & Lorena, V. (2010).</i>	11
<i>Ilustración 1-3: Los Modelos musculo-esqueléticos. Fuente: Autoría propia</i>	12
<i>Ilustración 1-4. Fases de la modelización musculo-esquelética (movimiento: carrera). Fuente: (ESCI, 2019).</i>	12
<i>Ilustración 1-5. Vista de la simulación de marcha realizada en SolidMotion. Fuente: Selatan, S. (2004).</i>	15
<i>Ilustración 2-1. Articulación de la cadera, identificando sus partes de encaje. Fuente: Cardoso, E., Fernández, A., Marrero-Osorio, S., & Guardado, P. (2017).</i>	17
<i>Ilustración 2-2. A) Vista del anclaje de la rodilla con sus huesos colindantes. B) Zoom sobre la capsula articular que representa a la rodilla. Fuente: Cardoso, E., Fernández, A., Marrero-Osorio, S., & Guardado, P. (2017).</i>	18
<i>Ilustración 2-3. Anatomía de la extremidad más inferior del cuerpo A) El pie y sus componentes. B) La articulación del tobillo y sus partes. Fuente: Cardoso, E., Fernández, A., Marrero-Osorio, S., & Guardado, P. (2017).</i>	19
<i>Ilustración 2-4. La marcha humana a través del tiempo. Fuente: Autoría propia</i>	20
<i>Ilustración 2-5. Modelo para representar la marcha por medio de eslabones y grados libertad. Fuente: (Britos et al., 2018).</i>	21
<i>Ilustración 2-6. Desplazamiento del centro de gravedad durante el ciclo de marcha. En la imagen superior en el plano vertical y la imagen inferior en el plano lateral. Fuente: (Adams & Cerny, 2018)</i>	22
<i>Ilustración 2-7. Representación gráfica de la fase de apoyo y sus sub-fases. Fuente: Adams, et al (2018)</i>	23
<i>Ilustración 2-8. Representación gráfica de la fase de balanceo con sus respectivas subfases. Fuente: Adams, et al., (2016).</i>	24
<i>Ilustración 2-9. Vista de los distintos tipos de marcha patológica. Fuente: Examen físico y general: Marcha y actitud.</i>	25
<i>Ilustración 2-10. Segmentación anatómica del cuerpo en planos. Fuente: Eur Spine J 7:148–154, 1998</i>	26

<i>Ilustración 2-11. Representación gráfica de los ángulos de la marcha. Fuente: Adaptado de (Luengas et al., 2015).</i>	27
<i>Ilustración 2-12. Guía de amputaciones de miembro inferior. Fuente: (Farmasi & Dan, 2017)</i>	29
<i>Ilustración 2-13. Vista de la amputación transfemoral desde el sistema ósea. Fuente: General, H., Juan, S., Presentada, T., Directiva, H. J., & Carlos, S. (2018).</i>	30
<i>Ilustración 2-14. A) Prótesis adaptada de un pie de cabra B) Prótesis diseñada por Pieter Verduyn's. C) Prótesis diseñada por James Pott. Fuente: Delfanti et al. (2018).</i>	33
<i>Ilustración 2-15. Proceso de la prótesis transfemoral. Fuente: Prótesis y rehabilitación de amputados.</i>	33
<i>Ilustración 2-16. La prótesis Transfemoral y sus partes. Fuente: Pr, L. A. S. (2010).</i>	
<i>Capítulo 1 Introducción a Las Prótesis.</i>	34
<i>Ilustración 2-17. Estructura del programa OpenSim. Fuente: Instituto de Biomecánica de Valencia (2018). Métodos de cálculo cinemático y dinámico. [1-44].</i>	36
<i>Ilustración 2-18 Proceso de creación de un modelo musculoesquelético Fuente: Instituto de Biomecánica de Valencia (2018). Métodos de cálculo cinemático y dinámico. [1-44].</i>	36
<i>Ilustración 2-19. A) Instrumentación del sistema in-vitro. B) Contacto tibiofemoral in vitro cuantificado durante sentadillas de espalda con peso corporal. Fuente: (Hale, et al., 2018).</i>	38
<i>Ilustración 2-20. (A) Los participantes realizaron una flexión / extensión de ROM completa mientras que (B) se recolectaron radiografías biplano sincronizadas a 20 imágenes por segundo (85 kV, 250-400 mA, ancho de pulso de 4 ms) durante 4-8 s. (C) Se recolectaron tomografía computarizadas de L1 a S1 y (D) se usaron para crear modelos óseos en 3D. (E) El movimiento óseo se determinó mediante un proceso de seguimiento basado en un modelo de TC validado. (F) Se calcularon seis cinemáticas DOF a lo largo de la ROM completa. Fuente: (Wawrose, et al., 2020).</i>	38
<i>Ilustración 2-21. Pruebas biomecánicas ex vivo de fractura de tipo B de diáfisis de fémur de chancho fijada con un nuevo pegamento óseo biodegradable. Fuente: (Krtička, et al., 2021)</i>	39
<i>Ilustración 2-22. Sistema in-silico de biomarcadores para el diagnóstico y terapia de enfermedad hepática. Fuente: (Wooden et al., 2017)</i>	39
<i>Ilustración 3-1. Organigrama de la metodología de desarrollo para el proyecto Fuente: Autoría propia</i>	41
<i>Ilustración 3-2. Interfaz visual de GrabCAD que muestra los tipos de rodillas ya elaborados. Fuente: Autoría propia.</i>	44
<i>Ilustración 3-3. A) Código de un modelo de OpenSim visto desde Matlab. B) Código de un modelo de OpenSim visto desde Notepad. Fuente: Autoría propia</i>	45
<i>Ilustración 3-4. Resumen metodológico de la programación. Fuente: Autoría propia</i>	47
<i>Ilustración 3-5. Posicionamiento y nombre de los marcadores empleados para la captura de movimiento y posterior recreación del modelo musculoesquelético.</i>	49
<i>Ilustración 3-6. Proceso para la creación de gráficos: A) Escoger de donde se indica el archivo del cual procederán los datos para el eje Y. B) Escoger que tipo de dato se desea</i>	

en el eje X (tiempo). C) Escoger los marcadores que se desean graficar. Fuente: Autoría propia.....	50
Ilustración 4-1. A. Prótesis transfemoral vista desde SolidWorks. B) Visualización de la prótesis exportada a Matlab tanto en código (izquierda) como desde Simulink gracias a Simscape (derecha). C) Transición lista para exportar el formato en .STL. D) Vista de cada componente desde en Meshmixer. Fuente: Autoría propia	53
Ilustración 4-2. Recorte del segmento óseo desde Meshximer para posteriormente crear el modelo geométrico en OpenSim de miembro amputado desde NMSBuedler. Fuente: Autoría propia.	54
Ilustración 4-3. Segmentos de código donde se editaron líneas para crear el modelo final. Fuente: Autoría propia	55
Ilustración 4-4 Modelo final con prótesis diseñada A) Versión preliminar con músculos brotando de la prótesis (vista frontal y lateral) B) Versión definitiva. Fuente: Autoría propia.....	56
Ilustración 4-5. Análisis de la longitud de los segmentos A) Longitud a velocidad máxima pierna izquierda. B) Longitud a velocidad máxima pierna derecha. C) Longitud de segmento a una velocidad de 0,8 m/s. D) Longitud de segmento a una velocidad de 0,8 m/s. Fuente: Autoría propia	57
Ilustración 4-6. Resultado del modelo creado con OpenSim con prótesis transfemoral diseñada en SolidWorks integrada. Fuente: Autoría propia	59
Ilustración 4-7. Vista desde Mokka A) Nombre de los marcadores empleados en el modelo. B) Nombre de los marcadores según el archivo de la base de datos. Fuente: Autoría propia	59
Ilustración 4-8. A) Modelo de amputación transfemoral escalado. B) Modelo Transfemoral con el movimiento de marcha normal. C) Modelo para el sujeto TF06. D) Modelo para el sujeto TF07. Fuente: Autoría propia	60
Ilustración 4-9. Resultados gráficos de las articulaciones de rodilla y cadera arrojados según la base de datos para el sujeto escogido en el proceso de validación. Fuente: Ejecución código Matlab de la base de datos	60
Ilustración 4-10. Resultados gráficos obtenidos desde OpenSim con vista de la flexión de cadera. A) Sujeto de marcha protésica amputación izquierda vs amputación derecha vs marcha normal derecha. B) Sujeto de marcha protésica amputación izquierda vs amputación derecha vs marcha normal izquierda. Fuente: Autoría propia	61
Ilustración 4-11. Resultados gráficos obtenidos desde OpenSim con vista de la articulación de la flexión de la rodilla. A) Sujeto de marcha protésica amputación izquierda vs amputación derecha vs marcha normal derecha. B) Sujeto de marcha protésica amputación izquierda vs amputación derecha vs marcha normal izquierda. Fuente: Autoría propia	61
Ilustración 4-12. Visualización del comportamiento de la cadera. A la izquierda se encuentra el sujeto con amputación transfemoral derecha (azul) vs sujeto normal (rojo) y en la derecha se encuentra el sujeto con amputación transfemoral izquierda (azul) vs sujeto normal (rojo). Fuente: Autoría propia	62
Ilustración 4-13. Visualización del comportamiento de la rodilla. A la izquierda se encuentra el sujeto con amputación transfemoral derecha (azul) vs sujeto normal (rojo) y	

<i>en la derecha se encuentra el sujeto con amputación transfemoral izquierda (azul) vs sujeto normal (rojo). Fuente: Autoría propia</i>	<i>62</i>
<i>Ilustración 4-14. Grafica del rango de posición de la cadera. A la izquierda se encuentra el sujeto con amputación transfemoral derecha y en la derecha se encuentra el sujeto con amputación transfemoral izquierda. Fuente: Autoría propia</i>	<i>62</i>
<i>Ilustración 4-15. Grafica del rango de posición de la cadera. A la izquierda se encuentra el sujeto con amputación transfemoral derecha y en la derecha se encuentra el sujeto con amputación transfemoral izquierda. Fuente: Autoría propia</i>	<i>63</i>
<i>Ilustración 7-1. Segmento de inicialización del código, visto desde Notepad. Fuente: Autoría propia</i>	<i>85</i>
<i>Ilustración 7-2. Segmento de código para la declaración de los miembros, este caso representa "femur_l". Fuente: Autoría propia</i>	<i>86</i>
<i>Ilustración 7-3. Visualización de un segmento de código que hace referencia a un musculo que sobresale de la prótesis. Fuente: Autoría propia.....</i>	<i>87</i>
<i>Ilustración 7-4. Visualización de la declaración de algunos marcadores empleados en el miembro amputado. Fuente: Autoría propia</i>	<i>88</i>

Lista de tablas

	Pág.
Tabla 1-1. Consolidación de información relacionada a la modelización musculoesquelética.....	15
<i>Tabla 2-1. Comportamiento cinemático de las articulaciones implicadas en la marcha (cadera, rodilla, tobillo)</i>	<i>27</i>
<i>Tabla 2-2. Complicaciones más frecuentes que se pueden presentar en pacientes con amputaciones</i>	<i>32</i>
Tabla 2-3. Principales estatutos legales sobre las personas con discapacidad en Colombia. Fuente: (Comite tecnico de enfoque diferencial, 2015).....	40
<i>Tabla 3-1. Síntesis de lo reportado en la literatura consultada para el desarrollo de este proyecto.</i>	<i>42</i>
<i>Tabla 4-1. Información de los sujetos participantes del experimento de marcha.....</i>	<i>56</i>
<i>Tabla 4-2. Calculo cinemático del número de Froude (Fr) de la pierna con prótesis.</i>	<i>57</i>
<i>Tabla 4-3. Calculo cinemático del número de Froude (Fr) de la pierna sin prótesis.</i>	<i>58</i>
Tabla 4-4. Valores registrados para la amplitud articular de los miembros amputados donde se encuentra el dispositivo protésico.....	63
<i>Tabla 4-5. Cálculo de la cadencia de los participantes del estudio realizado para la base de datos.</i>	<i>63</i>
<i>Tabla 4-6. Cálculo de longitud de zancada (velocidad máxima)</i>	<i>64</i>
Tabla 7-1. Movimientos con respectivos ángulos para la articulación de la cadera.....	83
Tabla 7-2. Movimientos con respectivos ángulos para la articulación de la rodilla.	83
Tabla 7-3. Movimientos con respectivos ángulos para la articulación del tobillo.	83
Tabla 7-4. Movimientos con respectivos ángulos para la articulación del pie.....	83
<i>Tabla 7-5. Descripción de cada nivel de clasificación K.....</i>	<i>84</i>

1. Introducción

Según Platón: "La falta de actividad destruye la buena condición de cualquier ser humano, mientras que el movimiento y el ejercicio físico metódico la guardan y la preservan" (Carracedo, 2019) De tal forma, la movilidad se convierte en un factor indispensable para el desarrollo de la autonomía y vida en relación, esta suele asociarse con el nivel de eficacia funcional corporal y regularmente se define el nivel de fortaleza y salud física, pero, la movilidad, así como la flexibilidad, la fuerza, y la velocidad es considerada una propiedad física condicional, ya que es algo innato y puede mejorarse a través de adaptación física o ejercicio.

Desde la edad antigua divagó por el mundo el término biomecánica, siendo objeto de estudio por parte de físicos, biólogos, médicos, entrenadores, licenciados en ciencias del deporte, informáticos, etc., por su pluridisciplinariedad hasta el siglo XIX, donde se oficializó como una ciencia que se basa en principios y métodos de la mecánica para el estudio de seres vivos (Roesler, 1987) (EFDeportes.com Revista Digital, 2014); hoy en día es considerada un campo de las ciencias de la salud, que cuando se aplica al ámbito de la ingeniería de rehabilitación se encarga de estudiar el comportamiento, la formación estructural y fisiológica de las partes del cuerpo, para que de este modo se puedan realizar innovaciones a nivel tecnológico (Gacia. C, et al., 2007).

Teniendo en cuenta esta perspectiva, en la última década la ingeniería ha aportado cambios significativos por medio de ciencia y tecnología a conceptos tradicionales de la práctica médica y terapéutica. Hace un tiempo se pudo identificar que uno de las necesidades de esta área era la creación de un modelo que representara fielmente el cuerpo humano, de tal forma que permita recrear, simular o analizar movimientos como caminar, correr o superar obstáculos; Para dar solución a esta necesidad se empezaron a desarrollar sistemas In-Silico que permiten la visualización de modelos biológicos que simulan el

comportamiento funcional de tejidos o permiten explicar fenómenos de difícil implementación.

Se puede dimensionar esa problemática tomando en consideración una población más específica como son las personas que tengan alguna afección física en su cuerpo, por ejemplo, una amputación en el miembro inferior. Este problema afecta a la población mundial, según el Programa Presidencial para Acción Integral contra Minas (PPAICMA) Colombia para el 2017 ocupaba el tercer lugar de países con la mayor cantidad de amputados de miembro inferior a causa de las minas antipersonales. La solución más cercana ante esta situación es el empleo de una prótesis que permita volver a un proceso de marcha bípeda. La utilización de miembros artificiales se viene tratando desde el siglo XVI con las prótesis de madera hasta la actualidad donde se encuentran prótesis de varios grados de libertad. Hasta la fecha, la mayoría de estudios sobre la rehabilitación desarrollados van orientados hacia simuladores de encaje, estudios de conformidad y asimilación del material empleado, pero son muy pocos los estudios orientados hacia la marcha de personas en esta condición, uno de los más destacados es el ángulo de trayectoria en prótesis inteligentes, que permite ver en tiempo real las variaciones de velocidad sin afectar el ángulo flexión-extensión creado en las fases de la marcha (Torrealba. R, 2009).

Por otra parte, la marcha o locomoción humana fue descrita por autores como McGraw y André Thomas como un proceso aprendido por imitación que trasciende al pasar del tiempo (Valencia. H, et al., 2017), se considera que esta está compuesta por una serie de movimientos alternantes y rítmicos del tronco y las extremidades del miembro inferior que determinan un desplazamiento hacia delante del centro de gravedad (Blanc. Y, 2002). Este es un proceso que se desarrolla de forma cíclica, inicia cuando un pie contacta con el suelo y termina con el siguiente contacto con el suelo del mismo pie. Los dos mayores componentes del ciclo de marcha son: la fase de apoyo (60% del ciclo) y la fase de balanceo (40% del ciclo). Una pierna está en fase de apoyo cuando está en contacto con el suelo y está en fase de balanceo cuando no contacta con el suelo. Estas dos fases se alternan de una pierna a la otra (Fleitas. J, 2017); el desarrollo de este movimiento se ve afectada de forma transitoria o permanente por diversos factores tanto intrínsecos como extrínsecos, algunos de ellos son: Fisiológicos, donde se encuentran las características antropométricas; Físicos, donde aparecen variables como peso, talla y constitución física; Patológicos, donde se analiza la existencia y afección de eventos traumáticos, y Psicológicos.

No existe suficiente evidencia científica que afirme que las personas con un miembro inferior amputado tengan mayor repercusión sobre la columna vertebral, pero lo que se observa, mayormente en pacientes amputados por encima de la rodilla es una alteración mecánica y un proceso de adaptación anatómica, debido a que el fémur ya no presenta una alineación normal (Ocampo. M, 2010) (Vázquez. V, 2016), pero todo depende de la musculatura y su fortalecimiento, o los desbalances musculares que se puedan encontrar en estos sujetos.

Teniendo en cuenta, observar si existe alguna particularidad en la marcha de un sujeto amputado en uno sólo de sus miembros y que utilice prótesis es una prioridad. Un modelo que permita ver estos comportamientos es de gran ayuda para la fisioterapia y las ramas de la biomecánica dado que a medida que transcurre el tiempo, las articulaciones proximales del miembro amputado y las del miembro sano sufren desgastes por la sobrecarga generada. Atendiendo esta necesidad de analizar el comportamiento musculoesquelético durante el ciclo de marcha en personas con amputaciones de miembro inferior, con el objetivo de detectar, prevenir y corregir afecciones biomecánicas, en este proyecto se propone el diseño y construcción de un modelo que permite, de forma simulada, realizar predicciones cinemáticas de una muestra de personas con prótesis transfemoral.

El modelo se realizó empleando diferentes herramientas. Se utilizó el software disponible al público Opensim para el desarrollo de la simulación del modelo biomecánico, SolidWorks para el diseño de la prótesis y Matlab que permite la comunicación entre los dos softwares anteriores. Para la fase de validación, se tiene en cuenta el sistema In-Silico.

Lo antes mencionado se hace con el fin de buscar una parametrización variables cinemáticas de la marcha con el fin de realizar predicciones sobre el comportamiento de las mismas y así contribuir al personal médico rehabilitador a evitar daños severos, se pretende distribuir esta investigación por medio de profundizaciones divididas en capítulos, el primero contiene la parte introductoria, mostrando los estudios hasta ahora realizados, el por qué es de interés esta situación, el segundo capítulo, abarca el marco conceptual que hará posible el entendimiento de cada termino manejado y da una contextualización anatómica de lo que se está hablando a lo largo de este manuscrito, el tercero pone en evidencia la metodología, los tiempos y el cómo se planteó el desarrollo de la prótesis y su implementación en el modelo musculo-esquelético de OpenSim, es decir, el detalle de cada fase para obtener el resultado final, mientras el cuarto capítulo, engloba los resultados y análisis obtenido de las variables y su aplicabilidad.

1.1 Planteamiento del problema

“La remoción o separación de un miembro es una de las técnicas más terribles de la cirugía. Es tan repugnante a la humanidad, tan dolorosa al enfermo” (Bell. B, 1782). Se conoce como amputación a la pérdida de toda la extremidad (brazo o pierna), o de una parte del miembro (como un dedo del pie, de la mano, un pie o una mano) provocando una deficiencia (CareFist Health Library, 2015). Entre las principales causas se destacan enfermedades articulares, tumores óseos, diabetes y otras causas tales como violencia intrafamiliar, accidentes de tránsito, víctimas de minas antipersona, entre otras (Hernandez. C et al., 2013).

En una entrevista al ingeniero de la corporación Mahavir Kmina dijo: “Hay que sensibilizar a la sociedad sobre la gran cantidad de accidentes y el problema de las amputaciones, que cada vez aumenta y son superiores a los causados por minas antipersonal”, nadie está exento de estas situaciones, y a pesar de las altas estadísticas aun la discapacidad por pérdida de un miembro inferior es considerada aun un tabú y se pasa por alto.

Las prótesis son instrumentos que se hacen bajo medida, y se tiene en cuenta que la población mayoritaria que requiere de estos mecanismos vive en zonas rurales apartadas y son de escasos recursos. Lamentablemente en Colombia, estos dispositivos aún no están incluidos en el Plan Obligatorio de Salud (POS) por lo que muchas personas deben acudir a la justicia invocando el artículo 2,86 de la carta magna donde solicitan al estado un debido proceso para la protección de sus derechos legales, alegando la aprobación que garantice la utilización de una de estas piezas de soporte, lo que genera demora en el proceso adquisitivo y adaptativo, dificultades en los tratamientos de rehabilitación y un encuentro tardío de patologías.

Aun así, hoy en día la ciencia y tecnología han permitido establecer grandes avances para apoyar a este grupo de personas, generando espacios óptimos para procesos de rehabilitación y prototización, dentro de estos espacios se encuentran tecnologías de desarrollo In-Silico que permiten la visualización de modelos biológicos que simulan el comportamiento funcional de tejidos (sin dejar atrás la importancia y aporte que generan los exámenes físicos) (Bock. O, 1993) o son útiles a la hora de explicar fenómenos cuando no es posible implementar los experimentos, esto debido a que un gran número de amputados se alejan del mundo por factores psicosociales como temor, ansiedad, depresión, frustración, hostilidad, egocentrismo, agresividad, dependencia e irrealidad causadas por la sensación de incapacidad productiva (Dr. La O Ramos, 2005).

Estos síndromes ansiosos aparecen por el aspecto estético y el futuro socio-económico, pero este es solo un factor importante, la otra cara de la moneda la enfrenta el personal de la salud que labora en el sector de la rehabilitación, como los fisioterapeutas, que dedican su tiempo a la prevención y tratamiento de las lesiones, así como la readaptación de los tejidos (Izquierdo. T, 2007), son estos profesionales esenciales ya que deben realizar evaluaciones de seguimiento para poder establecer el grado de funcionalidad, aceptación y satisfacción del proceso, así mismo, ayudar a identificar si la marcha es adecuada o presenta alguna desviación, si existe una mala distribución de cargas, o si los ángulos descritos por las articulaciones son los más adecuados para el correcto desplazamiento, cosa que no se puede ver en detalle sino hasta que el paciente alcance una cantidad de tiempo prolongado con el dispositivo en uso, empieza a tener un retroceso en su recuperación o alguna molestia sea piquiña o dolor, en pocas palabras, son ellos los encargados de proporcionar un apoyo seguro a la persona afectada en cuanto a la **realización de la marcha, la estabilidad al estar de pie y durante el recorrido de un paso**, lo que conlleva a preguntarse ¿cómo se puede contribuir a que su misión no implique tanto consumo tiempo? Ya que cada que avanza va iniciando futuros daños irremediables **¿Es posible construir un modelo biomecánico funcional para la parametrización de la marcha de personas con amputación transfemoral?**

1.2 Justificación

La discapacidad es un término genérico que abarca deficiencias, limitaciones y restricciones de participación en actividades específicas, según la OMS, más de mil millones de personas, en términos porcentuales, un 15,6% de la población mundial, padece alguna forma de discapacidad (Organización Mundial de la Salud, 2017).

Según cifras del Departamento Administrativo Nacional de Estadística (DANE), en Colombia hay 2'624.898 personas con discapacidad, lo que equivale al 6,3% del total de la población (Revista Digital La Vanguardia, 2015). Adicional a esto en el 2015 la Universidad Javeriana en conjunto con el Hospital Militar Central de Bogotá indicó que desde el 1 de enero de 2012 hasta el 31 de julio del 2014, ingresaron 917 militares a las fuerzas colombianas, de los cuales 251 resultaron heridos y requirieron amputación de miembros inferiores a causa de explosiones de minas antipersonas, lo que representa alrededor de un 26% de los militares (Periódico El País, 2015). Es incalculable el daño físico que causa caer en estos dispositivos, ya que en su mayoría los afectados pierden la musculatura del tobillo y la rodilla las cuales son cruciales para la marcha.

La discapacidad generada por la amputación de un miembro, representa un caso de especial interés si se tiene en cuenta el daño psicológico y el compromiso que su proceso de rehabilitación e integración a la sociedad representa.

Gabriel García Márquez en su obra "El amor en los tiempos del cólera" relata, "... Los amputados sienten dolores, calambres, cosquillas, en la pierna que ya no tienen. Así se sentía ella sin él, sintiéndolo estar donde ya no estaba" (Márquez, G.G, 2003), por lo que no es tan difícil imaginarse el dolor que deben sentir las personas que tienen un miembro mutilado, el proceso de adaptación propio y social es un salto psicológico muy grande, por lo que desarrollar un modelo para el análisis de marcha protésica permitirá al paciente alcanzar mayor grado de comodidad y un movimiento natural (Troy, 1998), esto es de suma importancia, porque se reduciría el rechazo generado por la imagen personal dado que, según estudios psicológicos esto representa la individualidad y aceptación del ser (Bañol, S, 2003) (Alanís. M, 2012), adicionalmente los métodos físicos tradicionales no arrojan datos objetivos, por ello es importante implementar sistemas de análisis biomecánico que permitan observar las contribuciones musculares para el soporte y balanceo del cuerpo, y a su vez evaluar la individualidad y capacidad de adaptación de cada usuario a su nuevo miembro, en términos generales, los modelos In-Silico a diferencia de los estudios en físico permiten la evaluación completa de la prótesis y su diseño sin tener que acudir a exámenes que pueden terminar tediosos y extensos para el paciente, y a su vez proporcionar una

herramienta de apoyo para los médicos y entendidos del tema que contribuya con la prevención y diagnóstico, que deje ver el comportamiento de cuerpos múltiples en tiempo real.

Este es un campo poco explorado, hasta el día de hoy la influencia de la prótesis de pierna sobre la marcha y las acciones musculares que esto representa no han sido exploradas a profundidad, a pesar que el estudio del movimiento humano ha venido tomando auge a nivel mundial en el ámbito ingenieril, por otro lado se encuentra el estudio de variables cinemáticas que hace posible lograr un movimiento natural y una mejor comparación con la marcha normal, proceso que antes solo era posible con estudio de ángulo de posicionamiento, a pesar se han realizado estudios ninguno ha logrado realizar un protocolo de estandarización que permita ejecutar una medición de conformidad, lo que genera que haya diversidad paramétrica para medir la relación entre la marcha y personas amputadas. Desde el grupo de investigación de Robótica y Bioingeniería, trabajar con este tipo de personas y datos, ampliaría los horizontes a futuro para poder realizar la construcción de prótesis empleando distintas tecnologías que ayuden a sentir cómodo al paciente haciendo que se adapten al movimiento para así durante la marcha verse natural y generen aceptación de sí mismo con prontitud, de igual forma, se puede enfatizar en análisis para determinar los costos directos e indirectos asociados con la adquisición, el ajuste y el mantenimiento de una prótesis, además de poder realizar estudios dirigidos a otros enfoques como la actividad nerviosa y muscular en el muñón durante una descarga de fuerza, un estudio por medio de sistemas ICC donde se pueda retroalimentar el comportamiento biomecánico de la prótesis a través de la activación cerebral de las personas, una profundización para ver como el comportamiento psicológico afecta el caminar de las personas con prótesis, o simplemente buscar otra forma de hacer los modelos como por ejemplo por medio del Kinect.

1.3 Objetivos

1.3.1 Objetivo general

Desarrollar un modelo biomecánico funcional por medio del software OpenSim que permita obtener una parametrización para el análisis de marcha de personas con amputación transfemoral.

1.3.2 Objetivos específicos

- Diseñar en SolidWorks el modelo de una prótesis transfemoral teniendo en cuenta ambas lateralidades del pie.
- Definir y obtener los valores referencia de la contextura física para la construcción del modelo musculoesquelético.
- Crear el modelo musculoesquelético en OpenSim para aplicar la prótesis transfemoral diseñada en SolidWorks.
- Cuantificar las variables cinemáticas de la marcha de personas con amputación transfemoral a partir de una base de datos de movimiento y mediante graficas realizadas en OpenSim y Matlab.
- Identificar y validar los parámetros que permitan establecer una estandarización para la marcha en personas con amputación transfemoral.

1.4 Estado del arte

Son múltiples los campos de aplicación de las tecnologías In-Silico, en el campo de la medicina y la ingeniería se han usado como herramienta de apoyo, diagnóstico y evaluación en la rehabilitación de pacientes distintas patologías (Sandyk, 1995) (Bateni, et al., 2002) (van Velzen, et al., 2005) (Duarte, 2005) (Sanabria, 2011) (Takahashi, et al., 2012) (Pau, et al., 2014) (Pizzolato, et al., 2014) (Cano de la Cuerda, 2015) (Galera, 2015) (Meoli, 2015) (Tribst, 2016) (Cadena, 2016) (Tribst, 2017) (Tribst, 2018) (Pellizzer, 2018) (Presotto, 2018) (Landínez, et al., 2018) (Britos et al., 2018) (Ferreira, 2019) (Moissenet, et al., 2019) (Tribst, 2020) (Tatarelli, et al., 2020) (Ismailidis, et al., 2021).

La amputación es un acto quirúrgico traumático que causa repercusiones funcionales en el paciente (José, et al., 2014) (Jeffers, et al., 2017), cuando se da en un miembro del tren inferior, se da inicio al reto que afectará la marcha normal, dado que el reemplazo de un miembro por una prótesis afecta la dinámica del cuerpo. Para solventar estas problemáticas se han desarrollado prótesis capaces de imitar el comportamiento de un miembro natural.



Ilustración 1-1. Avances de las prótesis para miembro inferior, desde el siglo XVI fabricadas con yeso-metal hasta el siglo XXI fabricadas mediante sistemas robóticos. Fuente: Autoría propia

Desde hace años, las prótesis han venido evolucionando respecto a sus materiales, empezando con la madera, pasando por el metal corrosivo y biocompatible hasta llegar a las láminas termoplásticas (polipropileno y polietileno) (Ilustración 1-1). Los egipcios fueron los primeros pioneros de la tecnología protésica (Norton, 2007), según los restos arqueológicos encontrados se observó que elaboraban sus extremidades protésicas de forma rudimentaria empleando fibras, y por su forma se tiene la creencia de que las utilizaban por la sensación de “completitud” antes que por la función en sí, aunque en

algunos relatos antiguos griegos se dice que la primera prótesis consistió en un palo de madera empleado por un “traidor de guerra” quien para escapar de la cárcel y la pena de muerte tuvo que cortar su pierna por debajo de la rodilla. En un pequeño salto temporal se encuentra hacia 1696 a Pieter Verduyn quien desarrolló la primera prótesis por debajo de la rodilla, que más tarde daría las bases de los actuales dispositivos de articulación y corsé. Llegando a la década de los 90's se inició el desarrollo de prótesis modulares e individualizadas que tenían en cuenta las necesidades del paciente. En los modelos más cercanos a la actualidad se incorporaron de apliques y tecnologías resistentes al agua (Cutler, 2017) o también sensores mioeléctricos que permiten un movimiento más fluido y natural, aunque estos son de mayor valor, se estima que esté entre los 6.000 USD (DW Español, 2021). El factor económico es aquello que mueve al mundo capitalista en el que se vive hoy en día, por lo cual conocer sobre el estado mercantil de estos dispositivos es esencial para la fabricación y adquisición de los mismos (Lemaire, et al., 2018) (Frossard, et al., 2017). En Colombia, las empresas dedicadas a la fabricación de aparatos ortopédicos líderes son Ottoblock y Protesica (Enrique, et al., 2018). Este tipo de empresas toman mayor fuerza a partir de los años ochenta, aunque se incursionó en este mercado hace más de 20 años, hoy en día, es una tecnología impulsada por potencias mundiales tales como Alemania y Japón (H. Garrahan, 2014).

En el momento en que las prótesis llegan al paciente lo más frecuente es realizar un estudio de alineación y adecuación del miembro, pero ahora con los avances tecnológicos y el surgimiento de robustos programas de simulación es posible generar modelos de marcha humana que permiten el análisis de variables complejas y a su vez admite la inserción de prótesis para así observar el comportamiento del sistema completo. Cuando se reemplaza un miembro se genera mayor consumo energético (Correa, J.E, 2003) (Salazar. S, 2012), que puede verse afectado por el pie a utilizar. En la actualidad, muchas prótesis tienen capacidad de almacenamiento de energía con el fin de realizar una disminución el gasto energético (Winarski, et al., 1978) (Sawers, et al., 2011) (Fey, et al., 2013). La mayoría de modelos registrados toman como base un molde transtibial ya que es el más común entre el pueblo, por lo que toma en cuenta a la población de base crónica que padece de diabetes, ellos hasta el 2014 representan un 8.5% de la población mundial según la OMS (Organización Mundial de la Salud, 2014), y por parte de la OPS se registra hasta el 2015 un 33% de la población colombiana (Organización Panamericana de Salud, 2015).

Alrededor del mundo es complejo estimar el número exacto de personas que han tenido amputaciones. Muchos países no guardan un registro de la cantidad de pacientes con

amputaciones ni tampoco las causas de éstas. Sin embargo, Colombia no es uno de ellos, de acuerdo al resumen presentado en el 2008 por la vicepresidencia (Ilustración 1-2) se puede observar como el país aumentó exponencialmente su número de personas amputadas por incidentes (minas antipersonas) entre el 2000 y el 2006, llegando a considerarse el cuarto país con mayor cantidad de incidentes luego de Camboya, Afganistán y Angola.

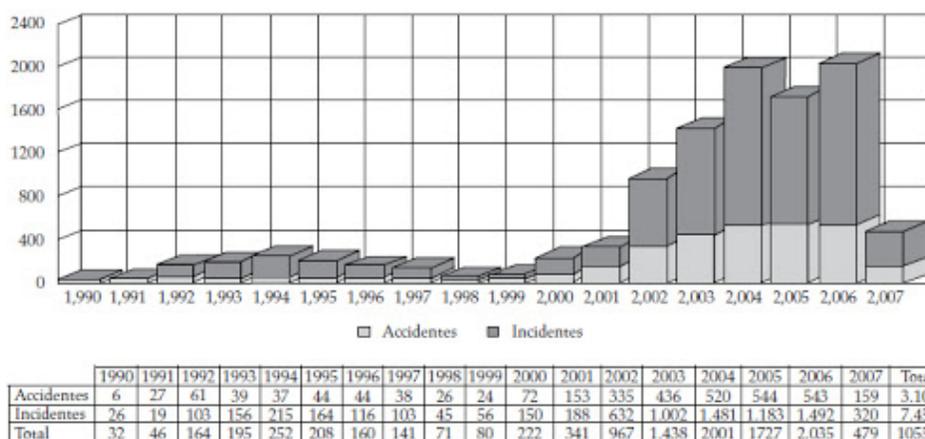


Ilustración 1-2: Último estudio realizado en 2008 por la vicepresidencia de la republica acerca de la amputación de miembro inferior. **Fuente:** Ocampo, M. L., Henao, L. M., & Lorena, V. (2010).

La marcha es un proceso aprendido, que se desarrolla en una sincronía perfecta entre músculos y nervios del miembro inferior, que a su vez se ve influenciado por diversos factores físicos, psicológicos y medioambientales, los que hacen que el análisis del mismo sea una labor compleja (Luo, et al., 2011); de hecho, la metodología para la medición de la marcha que hoy en día aún se emplea consiste en implantar marcadores reflectivos en distintas partes del cuerpo mientras se registra fotográficamente su movimiento, la cual fue creada por la Dra. Mary Pat Munrray en 1960 (Duarte, et al., 2005). Como ya se ha mencionado, la Biomecánica, enfoca en el estudio del comportamiento, formación estructural y fisiológica de las partes del cuerpo, aunque para dar una solución más aproximada a la realidad emplea herramientas como la electromiografía, los estudios dinámicos, las herramientas computacionales entre otros distintos instrumentos (Bravo, et al., 2014) (Vázquez, et al., 2003) que permiten hacer modelos más exactos de la marcha (Neptune, 2000). Por otra parte, el modelado musculoesquelético (Ilustración 1-3) y la simulación han surgido recientemente como herramientas poderosas para descubrir las causas biomecánicas de las anomalías del movimiento y diseñar planes de tratamientos que dan entrada a la valoración de variables cinéticas y cinemáticas como fuerza, velocidad,

M.M, 2015). En el área de imágenes diagnosticas ha permitido la obtención de información anatómica donde por medio recolección y procesamiento de imágenes, mejorando la calidad, resolución, y brindando mayor detalle, es posible distinguir estructuras submilimétricas (Astudillo, 2013), acorde con lo anterior, en estudios similares ha sido posible realizar estudios comparativos entre la ecografía convencional y elastografía para el estudio de malignad de nódulos mamarios, nódulos tiroideos y pacientes lesiones tendinosas asociadas al manguito rotador (Carcache Mendoza, 2018). Sin embargo, este tipo de modelos poseen desventajas que sugieren estudios más profundos enfocados hacia la sensibilidad de la variación de parámetros antropométricos como género, peso, talla, entre otros, que al ser corregidos permitiría optimizarlos y lograr su mayor aceptación (Beret, et al., 2018).

Por medio de la literatura se ha podido encontrar que estos modelos van desde un simple péndulo invertido, hasta algoritmos computacionales complejos, para los cuales la dinámica de la marcha es una interacción compleja de los sistemas nervioso, óseo y muscular. Este tipo de modelos se dividen en dos clases: los modelos analíticos y de análisis (Belda, et al., 2015), estos a su vez, según autores como Ren, Jones y Howard estos se pueden subclasificar en: modelos mecánicos simplificados, modelos de dinámica inversa y modelos de dinámicos directa. Todos ellos tienen en cuenta los métodos estadísticos que trabajan a partir de los modelos estructurales, mecánicos, musculo-esqueléticos computacionales y neuromusculares. Estos son usados en aplicaciones diseño de prótesis y órtesis, aplicaciones robóticas, médicas y de rehabilitación (Bravo, et al., 2014) (Cifuentes, et al., 2010) (Hicks, et al., 2009).

Los modelos estructurales son la aproximación más cercana a la marcha humana, porque se muestran a partir de relaciones entre cuerpos rígidos, centros de masa y articulaciones (Font-Llagunes, et al., 2010) (Chan, et al., 1981). Para poder realizar la parametrización cinemática se recomienda el modelo de dinámica inversa, ya que estos se forman a partir de datos medidos (Srinivasan, 2007), aunque tiene como desventaja la capacidad de predecir el efecto de los cambios antropométricos, por otro lado, los modelos de dinámica directa se recomiendan porque nacen de a partir del desarrollo de ecuaciones de movimiento durante un periodo de tiempo, determinando así el comportamiento cinemático, estos pueden ser herramientas bastante útiles para la predicción (Pina, 2007) (Ventura, et al., 2011), aunque cuando se toman sistemas en lazo abierto, aparecen pequeños errores en los momentos de las articulaciones que a largo plazo generaran errores cinemáticos afectando el sistema de análisis (Winter,2009).

Para el diseño de estos modelos se han desarrollado distintas aplicaciones permiten implementar modelos de marcha, donde es posible obtener una amplia información acerca de la dinámica, por ejemplo: AnyBody, una herramienta compuesta por 2 aplicaciones: Interfaz gráfica de usuario (GUI) de Windows y una aplicación de consola, este usa entradas basadas en texto para definir sus modelos, pero, la desventaja sobre esta herramienta es que no está disponible de forma gratuita (Damsgaard. M, et al., 2006) (Watteyne. T, et al., 2007), por otro lado, se encuentra OpenSim, una herramienta poderosa y de software libre útil para modelar, simular y controlar movimientos (Delp, et al., 2007) (National Center for Simulation in Rehabilitation Research, 2007). Otras herramientas, pero menos utilizadas son las herramientas basadas en sistemas multicuerpo que se pueden encontrar en software como MatLab y Maplesoft, estos se caracterizan por la facilidad con la que pueden modelar sistemas de cuerpos rígidos o flexibles unidos por articulaciones (Luengas, et al., 2018) (Trinler, et al., 2019).

En cuanto a los archivos .CAD se pueden resaltar trabajos como el realizado en Ecuador el cual tenía como objetivo el diseño de una prótesis externa de una articulación mono-céntrica de rodilla a partir del análisis de la marcha humana (Cae, 2017), en Argentina en la Universidad Nacional de Tucuman, se desarrolló una simulación del ciclo de la marcha sobre un modelo computacional de un exoesqueleto de 4 grados de libertad desde la plataforma SolidWorks (Luengas Contreras et al., 2018) sin embargo, Colombia no se queda atrás, pues la Universidad Autónoma de Manizales en alianza con el Instituto Politécnico de México realizó un trabajo que emulaba un mecanismo a partir de datos obtenidos mediante el procesamiento de una marcha humana (Ilustración 1-5), para la simulación de este estudio se tuvo en cuenta la antropometría del sujeto de validación (varón de 30 años) (Selatan, 2004).

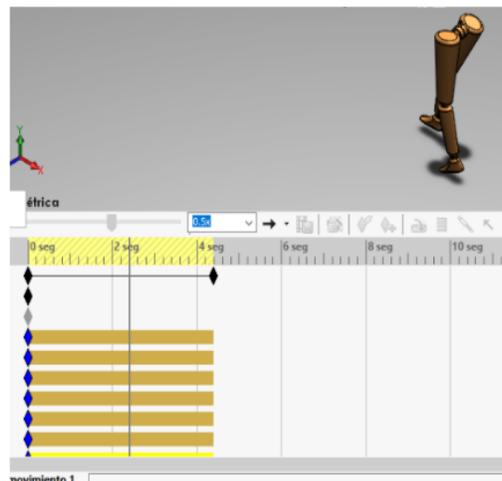


Ilustración 1-5. Vista de la simulación de marcha realizada en SolidMotion. Fuente: Selatan, S. (2004).

Partiendo de los proyectos ya realizados, se elaboró una consolidación en (Tabla 1-1) que contenía los datos de proyectos similares a este en cuanto a la modelización musculo-esquelética.

Tabla 1-1. Consolidación de información relacionada a la modelización musculo-esquelética.

NOMBRE DEL PROYECTO	AÑO PBLICACIÓN	HERRAMIENTA EMPLEADA PARA LA MODELIZACIÓN	ABSTRACT
<i>Modelo músculo-esquelético del miembro inferior: un enfoque teórico en busca de la aplicabilidad clínica</i>	2013	ALGORITMO SQP	Reflejar los lineamientos a seguir en el desarrollo de un modelo aplicable al ambiente clínico, ayudando a predecir el comportamiento funcional de los músculos y sus posibles modificaciones ante una marcha patología.
<i>Análisis numérico de una prótesis del miembro inferior bajo las condiciones de la marcha humana</i>	2014	ABAQUS/CAE 6.13	Se ha realizado la modelización de la parte situada debajo de la articulación de la rodilla, y se ha sometido a tres estados de carga propios del ciclo de marcha: el contacto talón, el apoyo medio y el despegue de los dedos.
<i>Simulación de la marcha del amputado transtibial a partir de los ajustes de posición de la prótesis</i>	2016	MAPLESIM	Desarrollar una herramienta que permita establecer y comprender las diferencias entre la marcha del amputado transtibial y la marcha normal. La mayoría de estas diferencias están relacionadas con el desplazamiento lateral y vertical del centro de gravedad, lo que sugiere cambios en la eficiencia energética de la marcha.
<i>Diseño de un mecanismo de ayuda técnica para la marcha a manos libres para lesiones temporales en un miembro inferior en personas de 21 a 50 años para desplazamiento horizontal</i>	2016	CAD Y CAE	Se realiza en primer lugar un estudio superficial de las afecciones de los miembros inferiores. Para la simulación se escoge el mecanismo de Theo Janssen que describe con mayor similitud el desplazamiento de las piernas humanas en el punto más bajo.
<i>Diseño de socket para un muñón mediante el análisis de elementos finitos</i>	2017	INVENTOR Y ANYS	Se diseñó el modelo estructural y posterior fabricación de un socket para un prototipo de prótesis transtibial deportiva. Para el diseño se estimaron cargas y dimensiones de acuerdo a la investigación realizada en el área de biomecánica de una pierna y el área de prótesis existentes, ya que estas definen los movimientos y dimensiones
<i>Simulación de la marcha empleando un modelo de control neuromuscular</i>	2017	VISUAL 3D, OPENSIM, MATLAB	implementar una simulación biomecánica a escala mediante la utilización de un modelo de control neuromuscular para analizar la marcha de individuos sanos.
<i>Modelos cinemático y dinámico de un robot</i>	2017	ECUACIONES MATEMATICAS	Se determina la capacidad de carga del manipulador.

<i>de cuatro grados de libertad</i>			
<i>Finite element analysis of the amputated lower limb: A systematic review and recommendations</i>	2017	PRISMA	Recomendaciones para futuros estudios de modelado en términos de geometría, propiedades de los materiales, condiciones de contorno, modelos de interfaz.
<i>Modelo cinemático de la marcha protésica transtibial</i>	2017	OPENSIM Y MATLAB	Sensibilidad de la cinemática de la marcha del amputado transtibial. Mediate el cual se estableció un análisis enfocado en los efectos en la flexión y extensión en el plano sagital de la cadera, rodilla y tobillo de la pierna amputada y la no amputada.
<i>Configuración del modelo computacional del acople de una prótesis de miembro inferior con un pie de Jaipur</i>	2018	CAD	Reportan las consideraciones de diseño y simulación para la unión entre una prótesis exomodular con el fin de estudiar su comportamiento mecánico al reproducir los esfuerzos estáticos generados en bipedestación.
<i>Modeling and Simulation of Transfemoral Amputee Gait</i>	2018	VICON, OPENSIM, MATLAB	La influencia de la implementación de prótesis monitorizadas, es decir, incorporar un sistema de control que sea capaz de identificar el estado y la intención del usuario y reaccionar sobre la marcha. Se enfoca este estudio en personas con amputación transfemoral.
<i>Modelización matemática para la predicción y prevención de lesiones deportivas Mathematical modeling for prediction and prevention of sports injuries</i>	2020	ECUACIONES DE REGRESIÓN LOGÍSTICA	Se tratará de evitar que efectivamente aparezcan a través de estrategias como la modificación de los planes de entrenamiento y/o su intensidad, el tratamiento preventivo de posibles lesiones futuras, etc

2.Marco Teórico

2.1 Anatomía de la pierna

Las piernas representan un sistema bastante robusto, generalmente se comenta que los sistemas robustos y estables son fáciles de controlar (Blickhan et al., 2007), está compuesto por varios segmentos, uniones y músculos.

2.1.1 Cadera

Tiene movilidad en los tres ejes (XYZ), por lo que se dice que tiene tres grados de libertad. Se considera la articulación más estable que del cuerpo humano. La cadera por sus características anatómicas (Ilustración 2-1) es considerada una estructura articular móvil, dado que presenta algunas patologías, generalmente degenerativa por la gran carga que soporta. Esta patología se percibe de inmediato durante la marcha como dolor o limitación de movimientos (Pinzone. O, 2014). Los movimientos de la cadera son: flexión, extensión, abducción, aducción, rotación interna, rotación externa y circunducción (Anexo A).

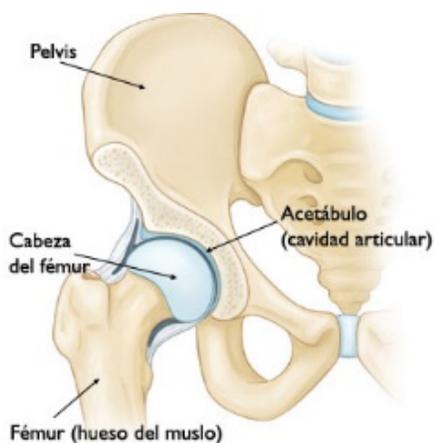


Ilustración 2-1. Articulación de la cadera, identificando sus partes de encaje. **Fuente:** Cardoso, E., Fernández, A., Marrero-Osorio, S., & Guardado, P. (2017).

2.1.2 Rodilla

Representa la articulación más grande del cuerpo humano, dado que está compuesta por 3 huesos: el extremo inferior del fémur, el extremo superior de la tibia y la rótula. Según McConaill se clasifica como sinovial (posee cápsula articular y membrana sinovial), compuesta (dentro de la misma cápsula articular se encuentra el extremo distal del fémur y el proximal de la tibia y peroné) (Ilustración 2-2).

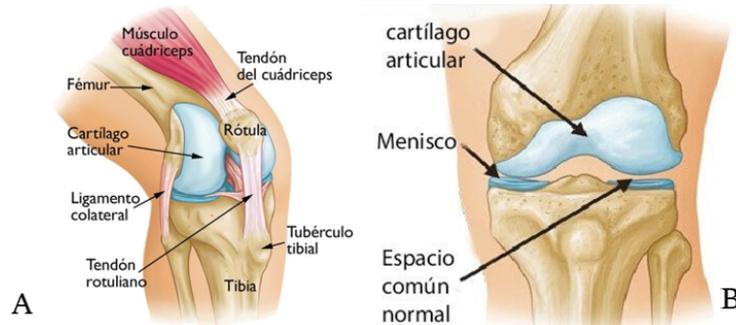


Ilustración 2-2. A) Vista del anclaje de la rodilla con sus huesos colindantes. B) Zoom sobre la capsula articular que representa a la rodilla. **Fuente:** Cardoso, E., Fernández, A., Marrero-Osorio, S., & Guardado, P. (2017).

Se considera como la articulación de mayor importancia en la marcha, ya que está en la capacidad de soportar y distribuir todo el peso del cuerpo durante el despegue y la recepción durante la marcha y brinda estabilidad durante la extensión (Anexo A).

2.1.3 Pie

Es la articulación más distal de la extremidad inferior, este se utiliza para unir todo el cuerpo con el medio que lo rodea, es el apoyo del sistema locomotor y tiene la capacidad, de poder convertirse en una estructura rígida o flexible según las necesidades para las que es requerido. Está compuesto por 26 distintos huesos (Ilustración 2-3-A), que se encuentran divididos en tres secciones: Retropie, Medio pie y Antepie.

El retropié más conocido como la articulación del tobillo (Ilustración 2-3-B) se halla formada por dos huesos fuertes que son el calcáneo y el astrágalo cuyo objetivo es estabilizar y distribuir las presiones al dar y apoyar durante el paso. A través de ella se realizan los movimientos de flexión y extensión del pie, rotación interna (aducción), rotación externa (abducción) y pronación-supinación (Anexo A).

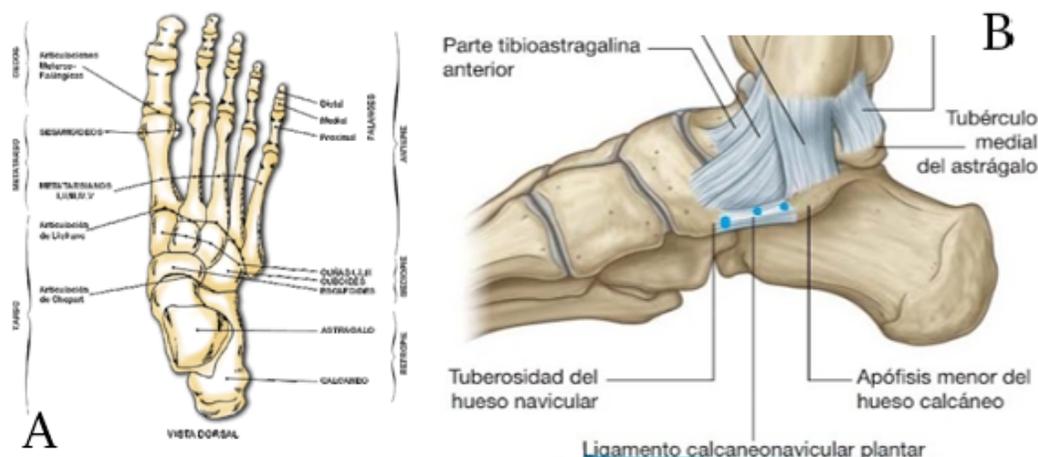


Ilustración 2-3. Anatomía de la extremidad más inferior del cuerpo A) El pie y sus componentes. B) La articulación del tobillo y sus partes. **Fuente:** Cardoso, E., Fernández, A., Marrero-Osorio, S., & Guardado, P. (2017).

Según la longitud de primer y segundo dedo y según la longitud del primer metatarsiano, se pueden empezar a identificar patologías en la marcha, ya que es en esta extremidad donde cae todo el peso.

2.2 Análisis Biomecánico

La doctora Mónica Macía durante el Congreso Nacional de la Sociedad Española en Rehabilitación y Salud Física manifestó: “La biomecánica, mediante sistemas tecnológicos, recoge datos, analiza y estudia el movimiento, el equilibrio, la resistencia y/o la fuerza de los tejidos y músculos al andar, correr o estar en una posición determinada” (Macía, 2018). El análisis biomecánico representa a un conjunto de test, pruebas, actuaciones y análisis de diferentes tipos que pretenden ayudar en la emitir un diagnóstico certero acerca del sistema musculoesquelético.

Existen distintas formas de realizar un estudio biomecánico, entre las cuales se resalta:

- Exploración en dinámica: Aquí se visualiza la actividad con el fin de apreciar la existencia de desviaciones de ángulos.
- Exploración en descarga: En ella se llevan a cabo pruebas de balance muscular y articular, es útil para visualizar disimetrías.
- Exploración en carga: En este estudio se determina el tipo y forma del pie, transmisión del movimiento, y la relación entre miembro inferior y superior.

2.3 La Marcha

Caminar es una de las primeras actividades complejas que el ser humano realiza, se desarrolla entre los 8 – 15 meses de edad y se mejora y estabiliza al pasar de los años (Ilustración 2-4). Esta es considerada como movimiento repetitivo y secuencial que coordina todas de las partes del miembro inferior de forma rítmica y alternante, donde el centro de gravedad se desplaza hacia adelante para que así el cuerpo se traslade en una posición erguida hacia una trayectoria deseada (Lesmes, 2007) (Mendoza, 2013)

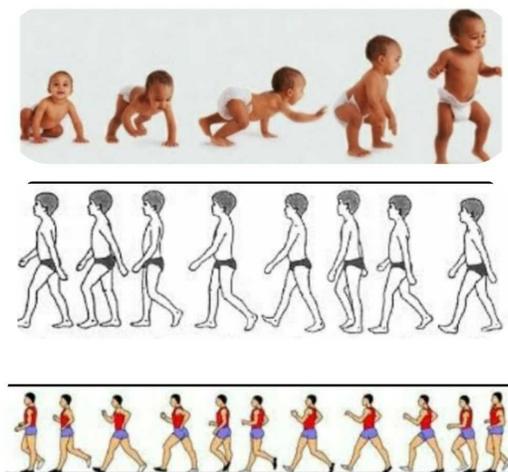


Ilustración 2-4. La marcha humana a través del tiempo. **Fuente:** Autoría propia

Durante el proceso de la marcha se encuentran distintos componentes, entre los que se caracterizan (Herrero, 2017) (Arellano. G, et al., 2019):

- **Paso:** Representa la secuencia de acontecimientos entre continuos puntos durante el contacto de pies alternos con el suelo. Incluye un apoyo monopodal y otro bipodal.
- **Longitud de paso:** Distancia lineal entre la colocación de un pie.
- **Anchura del paso:** Distancia lineal entre dos puntos equivalentes de ambos pies.
- **Angulo de paso:** Dirección en la que apunta el pie durante el paso.
- **Tiempo de paso:** Tiempo transcurrido entre la colocación de un pie y la colocación del otro.
- **Zancada:** Secuencia de acontecimientos que tiene lugar entre dos choques de talón consecutivos del mismo pie.
- **Longitud de zancada [m]:** Distancia lineal entre la colocación de un mismo pie. En hombres puede llegar a ser de 1.51 y en mujeres de 1.32 (Adams & Cerny, 2018).
- **Tiempo de zancada:** Tiempo transcurrido entre dos apoyos sucesivos del mismo pie en el suelo.

- **Cadencia [Pasos/min]:** Ciclos o pasos por unidad de tiempo. En hombres es aproximadamente de 108 y en mujeres de 180 (Adams & Cerny, 2018).
- **Ciclo de marcha:** Recorrido entre dos apoyos sucesivos de un mismo talón.
- **Frecuencia de paso:** medición del número de zancadas por unidad de tiempo está condicionado al tiempo que él necesita para completar un paso.
- **Velocidad de marcha [m/seg]:** Distancia recorrida en un intervalo de tiempo definido. En mujeres es aproximadamente de 1.30 y en hombres de 1.37 (Adams & Cerny, 2018).

La marcha es uno de los procesos más difícil para el análisis y simulación, los métodos para su evaluación han avanzado considerablemente, tanto así, que se han perfeccionado y simplificado lo cual permite el surgimiento de nuevos procesos y formas para valorar los parámetros de la marcha de forma objetiva, rápida y eficaz. Se dice que la marcha puede disminuir un poco su complejidad cuando se representa como un péndulo invertido y como un sistema que también envuelve un gran número de grados de libertad (Ilustración 2-5),

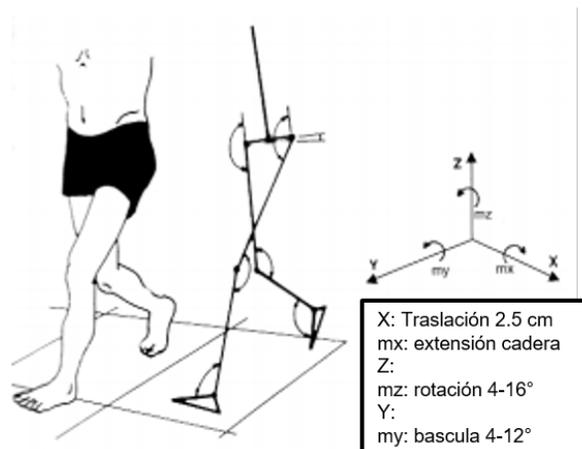


Ilustración 2-5. Modelo para representar la marcha por medio de eslabones y grados libertad. **Fuente:** (Britos et al., 2018)

Normalmente durante la marcha el Centro de Gravedad (CG) genera una trayectoria suave en forma de sinusoidal, mientras esto ocurre el cuerpo intentará que este no genere un alto gasto energético a causa de una desviación (Ilustración 2-6), por lo que se diseñaron 5 determinantes característicos de la marcha que permiten establecer si existe alguna anomalía (Torres, 2016):

- **Inclinación Pélvica:** Consiste en flexionar la rodilla y dorsiflexar el tobillo.

- Rotación pélvica: Ocurre cuando la cadera se adelanta al mismo tiempo que se produce la flexión, y se retrasa en la extensión, introduce un desplazamiento.
- Desplazamiento lateral de la pelvis: Permite reducir la anchura del paso, manteniendo la tibia vertical.
- Flexión de la rodilla durante el apoyo medio: representa la flexoextensión, acortando la longitud de la pierna.
- Interacciones rodilla, tobillo, pie: Si se sigue secuencia adecuada del paso y con las activaciones musculares respectivas, contribuyen a suavizar la trayectoria del centro de masa.

Retomando se puede decir que el CG se simboliza como un punto imaginario que representa todas las fuerzas de gravedad que actúan sobre las distintas porciones materiales de un cuerpo; según las leyes de la mecánica el mínimo gasto de energía se consigue cuando un cuerpo se mueve en línea recta, sin que el centro de gravedad se desvíe, cosa que no es posible en la marcha dado que este se desplaza de forma rítmica lateral y vertical. El punto más alto se produce cuando la extremidad que carga el peso está en el centro de su fase de apoyo; el punto más bajo ocurre en el momento del apoyo doble, cuando ambos pies están en contacto con el suelo (Ilustración 2-6).

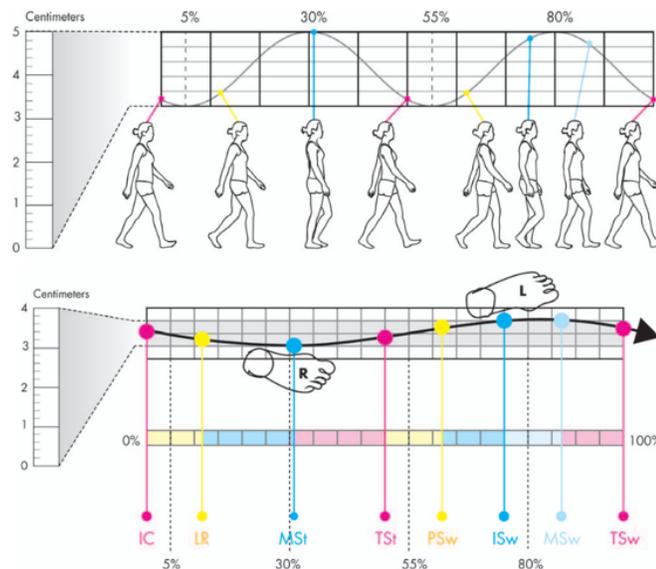


Ilustración 2-6. Desplazamiento del centro de gravedad durante el ciclo de marcha. En la imagen superior en el plano vertical y la imagen inferior en el plano lateral. **Fuente:** (Adams & Cerny, 2018)

2.3.1 Fases de la marcha

Se conoce como ciclo de marcha a el lapso de tiempo que ocurre dos apoyos sucesivos con el mismo pie.

Los dos mayores componentes del ciclo de marcha son: la fase de apoyo (60% del ciclo) y la fase de balanceo (40% del ciclo). Durante la marcha se tienen en cuenta factores como la longitud de paso que es la distancia lineal existente entre el apoyo de un pie con respecto al apoyo del talón del otro pie, mientras la longitud de paso completo se define como la distancia que existe entre dos puntos de apoyo del mismo talón. La marcha desde los dispositivos electrónicos hasta el hablado urbano se mide mediante la cantidad de pasos, aunque desde el punto de vista biomecánico un paso se define mediante la relación entre fase de apoyo y fase de balanceo de una extremidad.

Según el Instituto de Biomecánica de Valencia, la cantidad relativa de tiempo empleado durante cada fase del ciclo de la marcha, a una velocidad normal de 100 a 115 pasos por minuto.

Fase de Apoyo:

Es cuando una pierna está en contacto con el suelo, esta fase inicia con el contacto inicial y finaliza con el despegue del antepie (Ilustración 2-7). Esta fase suele dividirse en cinco intervalos (Maceira, 2003):

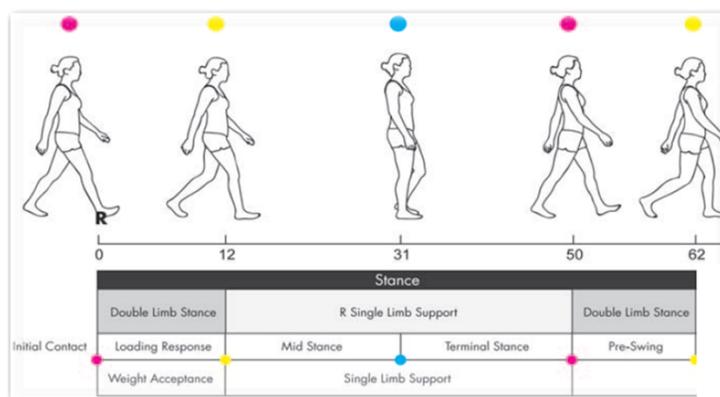


Ilustración 2-7. Representación gráfica de la fase de apoyo y sus sub-fases. **Fuente:** Adams, et al (2018)

- **Primer contacto:** El talón es la primera parte del pie que toca el suelo. La cadera se flexiona, la rodilla se extiende y el tobillo se lleva a la posición neutra
- **Primer apoyo:** Contacto de la parte anterior del pie con el suelo. Durante la respuesta a la carga la rodilla se flexiona a 15°, y el tobillo también experimenta flexión plantar

- **Apoyo medio:** Inicio del apoyo unipodal, dado que el trocánter mayor se encuentra alineado verticalmente con el centro del pie. La pierna de apoyo avanza sobre el pie de soporte gracias a la flexión dorsal del tobillo y la flexión de la cadera y la rodilla.
- **Apoyo terminal:** Instante en el que el talón de apoyo se eleva del suelo. El talón se separa del suelo y la rodilla comienza a flexionarse cuando el impulso adelanta el cuerpo.
- **Pre-balanceo:** momento en el que los dedos del pie se elevan del suelo. El primer contacto del segundo pie con el suelo hace que la rodilla de la extremidad que queda atrás se flexione 35° y el tobillo 20° .

Fase de Balanceo:

Comienza cuando la pierna no contacta con el suelo, es decir, el pie se encuentra en el aire mientras avanza como apoyo al siguiente paso. Puede ser dividida en tres intervalos (Ilustración 2-8) (Maceira, 2003):

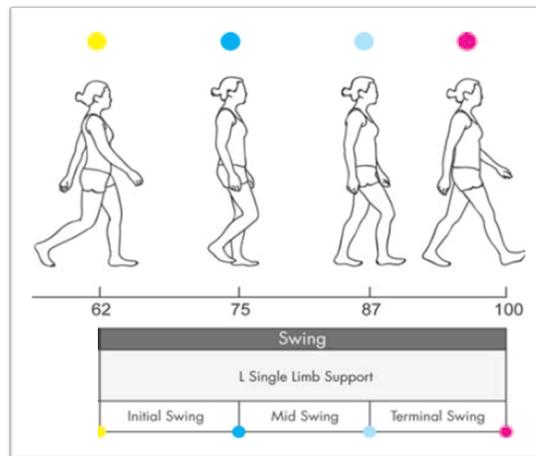


Ilustración 2-8. Representación gráfica de la fase de balanceo con sus respectivas subfases. **Fuente:** Adams, et al., (2016).

- **Aceleración:** Se caracteriza por la aceleración del extremo de la pierna inmediatamente después que los dedos dejan el suelo. La pierna en balanceo avanza por la contracción concéntrica de los músculos flexores de la cadera, mientras la rodilla se flexiona por inercia y el tobillo presenta una flexión dorsal parcial para coger estabilidad frente al suelo.
- **Balanceo medio:** La pierna en movimiento rebasa a la pierna de apoyo como un péndulo. La rodilla se extiende por el impulso generado por la flexión de la cadera mientras el tobillo sigue en flexión dorsal.

- **Desaceleración:** El extremo de la pierna desacelera al final del intervalo. Los músculos isquiotibiales desaceleran el movimiento hacia adelante del muslo, la cadera se mantiene flexionada y los flexores dorsales del tobillo siguen activos para asegurar una flexión dorsal neutra.

2.4 Marcha Patológica

Ocurre de forma bípeda, se dice que la marcha es patológica cuando presenta una alteración en su longitud de paso, forma de apoyo, tiempo de balanceo, entre otras (Ilustración 2-9), esto puede ocurrir como consecuencia de disminución de la fuerza muscular, alteración de la coordinación entre agonistas y antagonistas, causas funcionales y combinaciones entre ellas (Winter. D.A, 1984) (Perry. J, 1990).

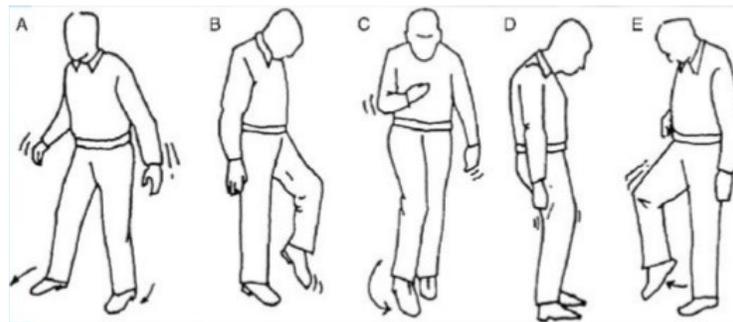


Ilustración 2-9. Vista de los distintos tipos de marcha patológica. **Fuente:** Examen físico y general: Marcha y actitud.

2.4.1 Tipos De Marcha Patológica

Marcha Balanceante: También conocida como “marcha de pato” aparece cuando existe parejía de los músculos de la cintura pélvica. Al fallar la sujeción de la pelvis, que cae del lado del miembro dinámico, se produce un balanceo latero-lateral.

Marcha Hemipléjica: La extremidad inferior avanza con el muslo en abducción realizando un movimiento en guadaña con el pie en actitud equino-vara.

Marcha en Stepagge: Ocurre cuando son los músculos distales son afectados. La pierna se flexiona y eleva para evitar que la punta del pie se arrastre y tropiece con el suelo, es decir, el apoyo no se realiza con el talón sino con la punta o la planta del pie.

Marcha paraparésica: La espasticidad y el equinismo de los miembros inferiores obligan a arrastrar los pies y a balancear la pelvis como mecanismo compensador y para facilitar el despegue.

Marcha atáxica: Se define como la marcha que amplía su base de apoyo, un ejemplo más claro de esto es la marcha que se tiene en un barco cuando hay marejada. Este tipo de marcha se puede subdividir en 3:

- a) Cerebelosa → Es debida a una disfunción del cerebelo
- b) Sensitiva → Debida a la pérdida del estímulo propioceptivo procedente de los miembros inferiores
- c) Vestibular → Causada a una disfunción del sistema vestibular. El sistema vestibular detecta la aceleración lineal y rotacional de los movimientos.

2.5 Cinemática De La Marcha

Cuando se habla de la cinemática de la marcha se está hablando de la dinámica de las articulaciones (cadera, rodilla, tobillo); el movimiento de estas articulaciones durante la marcha puede verse desde tres planos anatómicos: el plano sagital, plano transversal y el plano coronal (Ilustración 2-10).

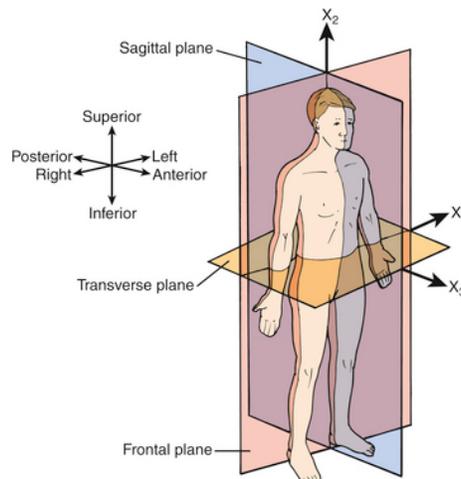


Ilustración 2-10. Segmentación anatómica del cuerpo en planos. **Fuente:** *Eur Spine J* 7:148–154, 1998

Los más usados para este tipo de análisis son los sagitales, en estos la cadera tiene tres movimientos: aducción, abducción y rotación interna/externa, su comportamiento es semejante a una onda sinusoidal (Marín Peña, et al., 2016); la rodilla por su parte presenta un comportamiento en forma de bisagra, en ella es donde se descarga el peso corporal; por su parte el tobillo es capaz de realizar dos movimientos: eversión e inversión, esta articulación durante todo el ciclo varía $\pm 5^\circ$ desde una posición neutral de manera motona.

Tabla 2-1. Comportamiento cinemático de las articulaciones implicadas en la marcha (cadera, rodilla, tobillo)

Fase	CI	AL	AM	AF	PB	BI	BM	BF
Articulación								
CADERA	Flexión	Flexión	Extensión	Extensión	Reduce extensión	Flexión	Flexión	Flexión
RODILLA	Extensión	Flexión	Finaliza flexión y comienza extensión	Termina extensión y comienza flexión	Flexión	flexión	flexión hacia extensión	Flexión hacia extensión
TOBILLO	Neutro	Flexión plantar	Dorsiflexión controlada	Flexión plantar	flexión plantar	Dorsiflexión	Dorsiflexión hacia 0°	Cercano a la neutra 0°

CI=Contacto inicial, AI=Apoyo inicial, AM=Apoyo medio, AF=Apoyo final, PB=Pre-balanceo, BI=Balanceo inicial, BM=Balanceo media, BF=Balanceo Final

Los ángulos descritos por las articulaciones de la cadera, la rodilla y el tobillo (Tabla 2-1) se ven gráficamente como curvas por medio de funciones en el tiempo que dure un ciclo de la marcha, estas se pueden representar por medio de graficas con amplitudes variables y periodos no muy regulares (Ilustración 2-11), donde en el eje X se encuentra el porcentaje representativo del ciclo de marcha y en el eje Y se observa el valor en grados al que puede llegar las articulaciones, aunque es por medio de estos que se puede realizar una base para fijar los parámetros y los ángulos de cada fase del ciclo.

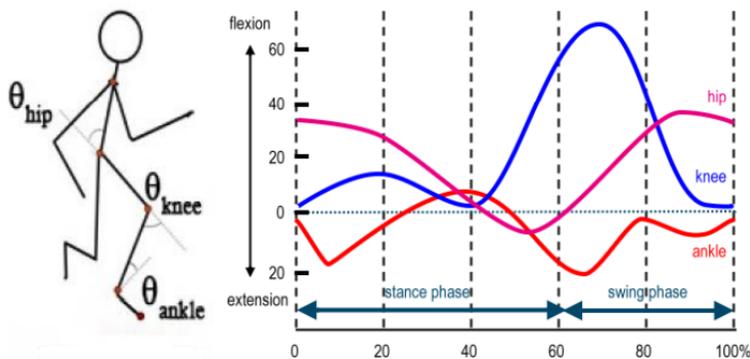


Ilustración 2-11. Representación gráfica de los ángulos de la marcha. Fuente: Adaptado de (Luengas et al., 2015)

2.5.1 Variables cinemáticas

El estudio de la cinemática se clasifica en 3 tipos de variables:

Temporales: Tiempo, frecuencia y período.

Espaciales: Distancia y desplazamiento.

Espacio-Temporales: Velocidad, rapidez y aceleración.

La cinemática para este estudio hace referencia a los estudios de:

- La **velocidad** representa la rapidez con la que cambia la posición de un cuerpo en determinado intervalo de tiempo. Existen distintos tipos, los más relevantes para la marcha son: Velocidad lineal ($\frac{m}{s}$) y la Velocidad angular ($\frac{rad}{s}$).

$$V = \frac{distancia}{tiempo} \quad (1)$$

- La **aceleración** es la que vincula los cambios de velocidad y dirección con respecto al tiempo. Al igual que la velocidad se puede encontrar en distintas representaciones, pero sus unidades de medida características son: Aceleración lineal ($\frac{m}{s^2}$) y la Aceleración angular ($\frac{rad}{s^2}$).

$$a = \frac{\Delta V}{\Delta T} \quad (2)$$

- El **número de Froude** (Fr) se encuentra como un número adimensional que para la marcha relaciona el efecto de las fuerzas de inercia y las fuerzas de gravedad. Durante esta medición se observa que cuando la velocidad aumenta el paciente se encuentra en transición caminar-correr, es decir, que mayor número de velocidad menos rigidez existe en el movimiento (Feijó, et al., 2018).

$$Fr = \frac{v^2}{g * longitud\ segmento} \quad (3)$$

Donde v representa la velocidad de la marcha, g es la gravedad de la Tierra (9.81 m/s^2) y *longitud segmento* representa la distancia que existe en el miembro inferior entre el marcador de la cadera y el pie. Se estipula que su valor del Fr es 0.5 para la marcha al caminar, y cuando está alrededor de 0.7 se realiza una transición entre trotar-correr (Ma & Zhang, 2020).

- La **estabilidad** puede ser entendida como la capacidad de un cuerpo de mantener el equilibrio, se produce por la interacción entre el movimiento del sistema musculoesquelético y la actividad rítmica del sistema nervioso.

Este parámetro no es una característica invariable, sino que se puede modificar desde muy inestable hasta muy estable, de hecho, estudios han demostrado que la

estabilidad de la marcha puede lograrse en bajada sin ningún tipo de acción muscular (Cifuentes, et al., 2010).

- Los **ángulos articulares** conocidos en inglés bajo las siglas de ROM, se mide generalmente en grados y representa la distancia que puede recorrer una articulación desde su posición neutra hasta su límite máximo.

Cuando se habla del ángulo óptimo se refiere a la posición articular, y se utiliza para conseguir una referencia externa del grado de estiramiento del complejo músculo-tendón (Rubio, et al., 2012).

2.6 La Amputación

La amputación se define desde el ámbito médico como el corte quirúrgico de una extremidad o de parte de la misma parcial, ocurre cuando otros procedimientos han fallado o si no son posibles debido al deterioro de la salud del paciente (Salinas et al., 2016). Este procedimiento no debe confundirse con la **desarticulación** en la cual solo se extirpan las estructuras musculares y los ligamentos, ni con la **amputación congénita**, en la que un miembro no se desarrolla debido a una anomalía genética.

2.6.1 Nivel De Amputación

El nivel de amputación (Ilustración 2-12) se determina según la articulación afectada, dado que según eso se podrá precisar la afección que esta amputación genera sobre el cuerpo, esto por la cantidad potencia entregada. El objetivo general, en el momento de la amputación, es preservar la mayor parte de la extremidad sin que se pierda la funcionalidad de la misma.

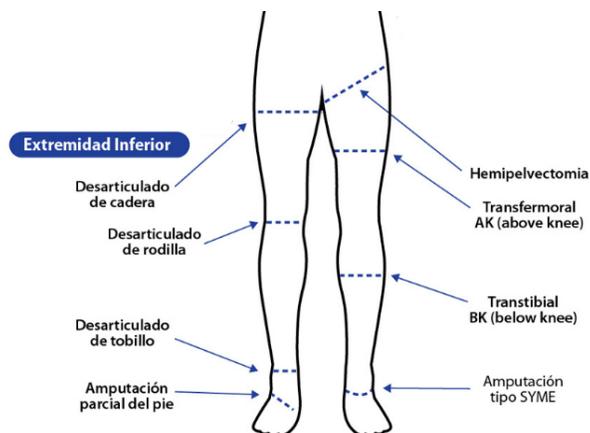


Ilustración 2-12. Guía de amputaciones de miembro inferior. **Fuente:** (Farmasi & Dan, 2017)

Para el desarrollo de este trabajo se tuvo en cuenta el miembro inferior, que abarca desde la cadera hasta la punta del dedo más largo del pie, entre estas secciones se encuentra:

- Hemiplejía
- Desarticulación de cadera
- Amputación Transfemoral
- Desarticulación de rodilla
- Amputación Transtibial
- Amputación de Pie
- Amputación parcial del pie

2.6.2 Amputación Transfemoral

La amputación transfemoral es un procedimiento quirúrgico que se lleva a cabo por encima de la rodilla a diferentes alturas del fémur (Ilustración 2-13). Durante el procedimiento, el cirujano intenta conservar una palanca ósea lo más larga posible y evitar que su extremo sea puntiagudo y así facilitar el alojamiento de la prótesis.

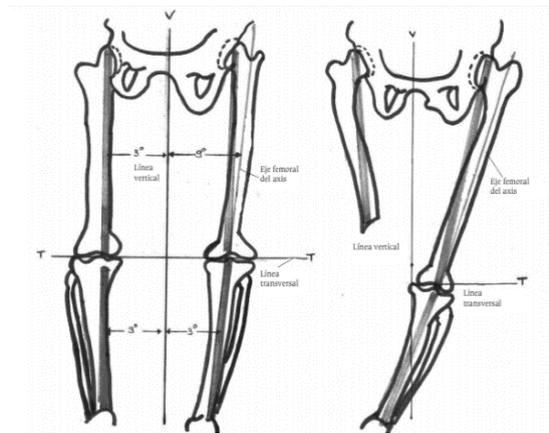


Ilustración 2-13. Vista de la amputación transfemoral desde el sistema óseo. **Fuente:** General, H., Juan, S., Presentada, T., Directiva, H. J., & Carlos, S. (2018).

Una persona con una amputación transfemoral camina generalmente más lentamente que antes, pero gasta más energía en un lapso de tiempo más largo porque le toma un esfuerzo más grande caminar con una amputación en el muslo (Performance, et al., 2018).

- **Amputación transfemoral corta:** Ocurre a una distancia entre 5 y 7 cm de la cadera. Esta amputación presenta la mayor dificultad para el soporte de la prótesis porque se tiene menor área de ligadura, lo que dificulta el control y la habilidad para manejar la rodilla, para estos casos se recomienda aumentar el grado de amputación para adaptarles una prótesis desde la cadera (Araujo, 2012).

- **Amputación transfemoral media:** Esta es la amputación que se da en la mitad del fémur, esta divide en dos el fémur, aunque el compromiso de amputación sea mayor, la marcha es apropiada (Araujo, 2012).
- **Amputación transfemoral larga:** Empieza en la región supracondilea (encima del encaje con la rodilla), lo que produce un brazo de fuerza más largo y efectivo que proporciona mayor control en la prótesis (Araujo, 2012).

2.6.3 Trastornos Invalidantes Sobreñadidos a La Amputación

En el proceso post-amputación es común encontrar que durante la rehabilitación aparezcan complicaciones por la existencia de factores invalidantes, que pueden transformar la amputación simple en una invalidez mucho más profunda. Hoy en día por medio de estudios se ha podido estimar cuales son estos factores, entre los más relevantes están:

- **Factores Psicológicos:** Las actitudes no realísticas, la falta de motivaciones y una moral depresiva son factores cruciales que retrasan el proceso de adaptación, por otra parte, está la sensación del miembro fantasma, la baja inteligencia o escasa coordinación neuromuscular puede dificultar la enseñanza o complicar las adaptaciones.
- **Transtornos Físicas:** Provenientes de alguna enfermedad de Buerger, la arteriosclerosis y la diabetes, no solo pueden hacer necesaria la amputación, sino afectar seriamente la función o disminuir la capacidad física.
- **Transtornos Neuromusculares:** Las parálisis son factores que dificultan la rehabilitación. La parálisis de los músculos del muñón afecta el control sobre la prótesis y otras partes del cuerpo influyen sobre el tipo de marcha.

2.6.4 Posibles complicaciones

Existen complicaciones que van desde un inconveniente médico-quirúrgico y se radican en la atención integral posquirúrgica. Se pueden mencionar complicaciones relacionadas con el muñón, la prótesis y la adaptación del paciente a ésta (Tabla 2-2).

Tabla 2-2. Complicaciones más frecuentes que se pueden presentar en pacientes con amputaciones

COMPLICACION	ACCIONES PREVENTIVAS
Retardo en la cicatrización	Se da con mayor frecuencia en pacientes diabéticos o vasculares, para los cuales es de suma importancia escoger el nivel de amputación, el manejo suave de los tejidos blandos (evitando la aparición de hematomas) y mejorar el estado nutricional.
Dolor	Esta podría considerarse la mayor y más frecuente complicación, se recomienda tener un buen manejo y cuidadoso de estructuras nerviosas y de las estructuras anatómicas (hueso, tejidos blandos).
Infección en el muñón	Hacer lavado y desbridamiento quirúrgico cuidadoso, antibioticoterapia y, si es necesario, amputación abierta y cierre posterior.
Retracciones del muñón	En pacientes amputados arriba de rodilla, realizar la mioplastia adecuada, evitando suturas que puedan producir deformidades en flexión y abducción del muñón.
Prominencias Oseas	Hacer selección adecuada del nivel, buen cubrimiento muscular del soporte óseo; en niveles como los procedimientos debajo de rodilla, longitud adecuada del peroné respecto a la tibia (1cm más corto). De igual forma, en personas mayores, con amputaciones de muslo, cortar el fémur más proximal para obtener mejor cobertura de éste.

2.7 Prótesis

Las prótesis son dispositivos artificiales que reemplazan un miembro perdido a causa de una amputación o una malformación genética y cuya función principal es permitir el apoyo en bipedestación, en el caso de las prótesis de miembros inferiores.

El largo y complejo camino hacia la pierna computarizada comenzó alrededor del año 1500 a. C. de hecho, según la literatura en el libro “Rig-Veda” se narra una historia ocurrida entre 3500 A.C al 1800 A.C donde se dice que la reina guerrera Vishpla que perdió su pierna en batalla y se repone de su pérdida con una prótesis de hierro, por otra parte, hallazgos arqueológicos rusos de 1971 encontraron una prótesis de miembro inferior de 2300 A.C de una mujer con la adaptación de la pata de un animal (Ilustración 2-14-A), una prótesis con una técnica peculiarmente recursiva y de técnica avanzada, haciendo un salto gigante temporal se llega a Pieter Verduyn’s, quien creó la primera prótesis con articulación libre de rodilla que fue utilizada hasta los años 60 ‘s con pocas modificaciones (Ilustración 2-14-B), la siguiente estación temporal es 1800 con James Pott, realizó la construcción de una prótesis de madera, en la cual su peso permitía una buena función, añadió a sus prótesis de madera, articulaciones de rodilla en acero y un pie articulado provisto de tendones que efectuaban una elevación dorsal causada por la flexión de la rodilla (Ilustración 2-14-C).

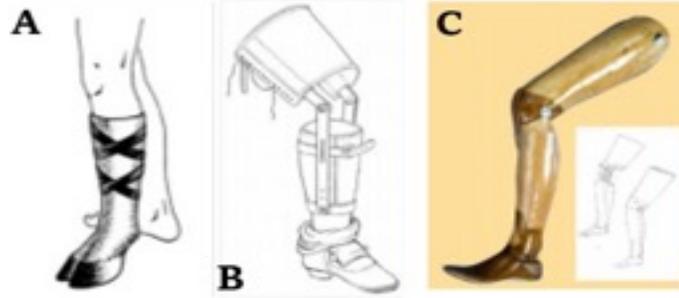


Ilustración 2-14. A) Prótesis adaptada de un pie de cabra B) Prótesis diseñada por Pieter Verduyn's. C) Prótesis diseñada por James Pott. **Fuente:** Delfanti et al.. (2018).

Luego de la Segunda Guerra Mundial surgieron y se desarrollaron de las técnicas de rehabilitación del amputado y con ello la implementación de leyes de seguridad social en muchos países, con incrementando así la posibilidad de obtener y utilizar una prótesis permanentemente, por lo que se puede decir que, desde entonces, ha estado en constante evolución. Han sido muchos los perfeccionamientos desde las primeras patas de palo.

2.7.1 Prótesis Transfemoral

La prótesis transfemoral, es una herramienta diseñada para adaptarse a las necesidades de un paciente con amputación a nivel del fémur, de manera que pierde rodilla, tobillo y pie, pero conserva la articulación de cadera (Ilustración 2-15).



Ilustración 2-15. Proceso de la prótesis transfemoral. **Fuente:** Prótesis y rehabilitación de amputados.

Las prótesis transfemoral tienen distintas partes (Ilustración 2-16) entre las cuales se resaltan:

El **muñón** es la parte restante de miembro que queda adherida al cuerpo después de realizar una amputación, se dice que su longitud ideal esta entre 25 – 30 cm,

El **socket/encaje** es la conexión por la cual se conecta al paciente con su prótesis, se encarga de la transmitir el peso por toda la prótesis. Suelen fabricarse de materiales bastante rígidos, sin embargo, para mejorar el confort del paciente existen encajes flexibles con soportes rígidos,

La **rodilla** de prótesis que es la que permite el movimiento de flexión-extensión de la pierna, aquí también se posiciona el **sistema de suspensión** que se encarga de brindar estabilidad lateral y evita la hiperextensión de la rodilla,

El **pilón** representa lo que antes era la tibia y el peroné, se forma por un encaje para soportar el muñón y una prolongación cilíndrica hasta el suelo, es común encontrarlo en las prótesis provisionales,

El **tobillo - pie** representa a el que contacta con el suelo para dar el siguiente paso, están diseñados de 2 formas distintas: Articulados y no articulados, estas formas determinan el rango de movimiento que permiten y aportan a la seguridad de quien las use al dar el paso.

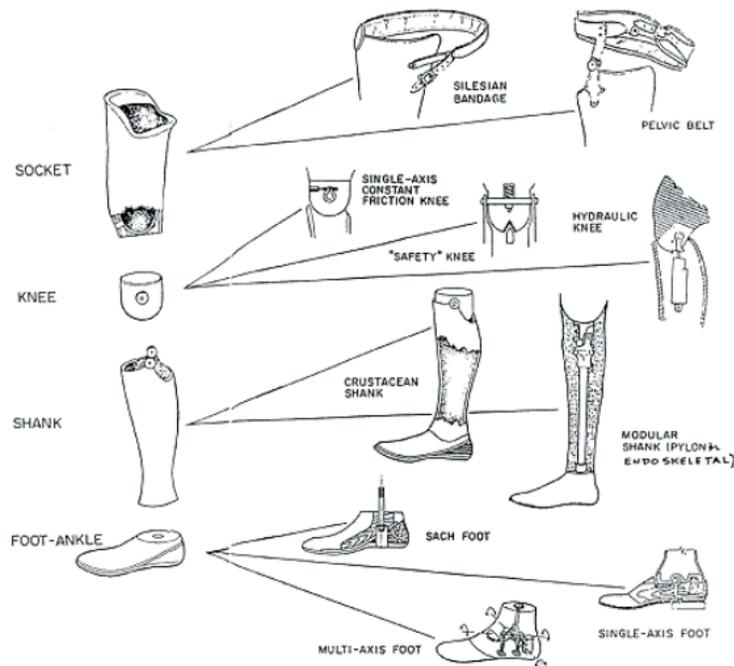


Ilustración 2-16. La prótesis Transfemoral y sus partes. **Fuente:** Pr, L. A. S. (2010). Capítulo 1 Introducción a Las Prótesis.

2.7.2 Proceso de adaptación a la prótesis

Tanto en amputados unilaterales, como dobles, y aparte de las actividades específicas que cada caso dicte, pueden desarrollarse los ejercicios progresivos que se expresan en forma de cronograma en la guía creada por KESSLER (Raidel de la O, et al., 2005):

Primera semana: Realizar ejercicios de equilibrio frente al espejo. Se recomienda ejecutar apoyos sobre el miembro sano para coger fuerza y estabilidad, ya luego el apoyo será sobre la prótesis (en esta fase se vale la ayuda de las manos).

Segunda semana: Para ver el equilibrio se empieza a practicar la marcha en distintos tipos de suelo, mientras se evalúan distintos movimientos como marcha en zigzag, marcha lateral, marcha sobre huellas.

Tercera semana: Para este punto el paciente tiene ya la capacidad de sostenerse por su cuenta, por lo que se le pone a desarrollar ejercicios como marcha con obstáculos, elevación y descenso de escaleras.

Cuarta semana: Teniendo el control de su cuerpo, se le entrega al paciente la libertad para ejecutar marchas largas y deportes espontáneos (bicicleta, danza, etc.).

2.8 OpenSim

OpenSim es un software abierto para modelar, simular y analizar el sistema musculoesquelético. Ha sido desarrollado por Simtk.org y un creciente grupo de participantes en lenguaje ANSI C++ y cuenta con una interfaz gráfica escrita en Java. Su funcionamiento está fundamentado en “plug-ins” (Ilustración 2-17), estos se dividen en cuatro: **Aplicación**, constituye el código en lenguaje binario, **Análisis**, contiene los componentes, representa el lenguaje de usuario, **Model**, representa todas las geometrías y modelos disponibles (con lo que el usuario interactúa) y **SimTK**, corresponde a las herramientas mediante las cuales se definen los sistemas, además de eso, estos plug-ins otorgan a componentes computacionales de bajo costo como optimizadores, mecanismos dinámicos e integradores puedan actualizarse rápidamente (Delp S.L. et al. 2007, Seth A. et al. 2018).

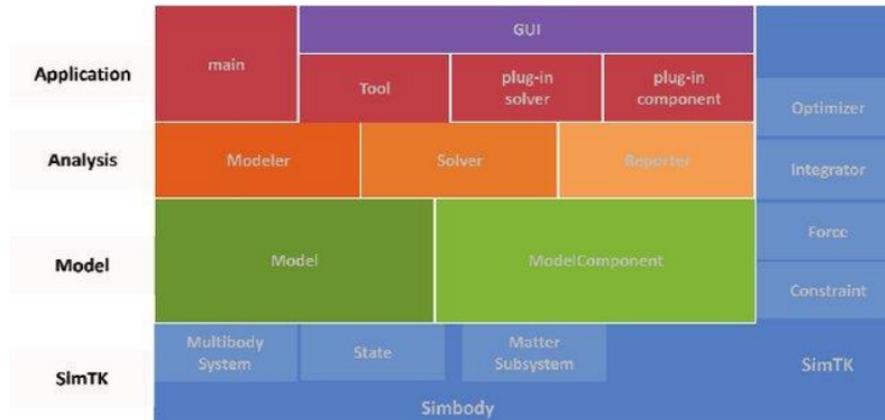


Ilustración 2-17. Estructura del programa OpenSim. **Fuente:** Instituto de Biomecánica de Valencia (2018). Métodos de cálculo cinemático y dinámico. [1–44].

Para iniciar a crear una simulación de movimiento en OpenSim se formula un modelo dinámico del sistema musculo-esquelético y sus interacciones con el entorno (Ilustración 2-18). Los elementos del sistema son modelados por ecuaciones diferenciales que describen la geometría muscular, la dinámica de los sólidos rígidos y la de la contracción muscular.

Estas ecuaciones parametrizan el comportamiento en función del tiempo del sistema músculo esquelético en respuesta a una excitación neuromuscular.

Una vez el sistema está definido, lo siguiente es encontrar un patrón de excitaciones musculares que produzcan un movimiento coordinado, esto se evalúa mediante test de concordancia con los patrones de EMG, cinética y cinemática.

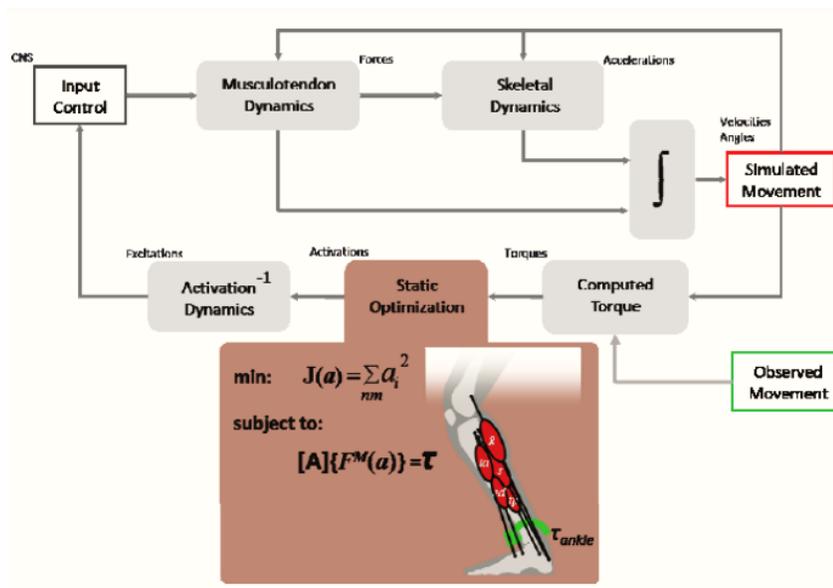


Ilustración 2-18 Proceso de creación de un modelo musculo-esquelético **Fuente:** Instituto de Biomecánica de Valencia (2018). Métodos de cálculo cinemático y dinámico. [1–44].

2.8.1 Características de un Modelo

OpenSim habilita la construcción de modelos musculo esqueléticos, la visualización de sus movimientos y un conjunto de herramientas para extraer información:

- **Cinemática Inversa:** resuelve coordenadas internas a partir de marcadores de posición espaciales que corresponden a 'landmarks' sobre segmentos rígidos.
- **Dinámica Inversa:** determina el conjunto generalizado de fuerzas necesario para coincidir con las aceleraciones estimadas del movimiento.
- **Optimización Estática:** sirve para descomponer las fuerzas generales en fuerzas locales netas para cada articulación entre actuadores redundantes (músculos).
- **Dinámica Directa:** genera trayectorias de movimientos mediante la integración de ecuaciones de sistemas dinámicos para dar respuesta a las fuerzas externas y controles de entrada.
- **Escalado:** herramienta empleada para adaptar medidas reales de sujetos específicos al modelo de OpenSim.
- **Control Muscular:** herramienta para determinar las activaciones musculares dinámicas que causan que el modelo obedezca los datos experimentales.

2.8.2 Elementos de un Modelo

Los elementos principales que conforman la construcción de un modelo son los siguientes:

- Huesos: sólidos rígidos.
- Articulaciones: fuerzas, movilizadores y restricciones.
- Elementos de contacto: fuerzas asociadas y restricciones rígidas.
- Músculos y ligamentos: actuadores que implementan fuerzas.

2.8.3 Tipos de Modelo

Los modelos biomecánicos permiten realizar predicciones sobre comportamiento, resistencia, fatiga y otros aspectos de diferentes segmentos corporales que están sometidos a unas condiciones determinadas.

- ***in vitro*:** Proviene del latín "dentro de vidrio", se realizan sobre tejido aislado, órganos y/o células y no implican el uso de organismos vivos (animales/humanos) (Ilustración 2-19).

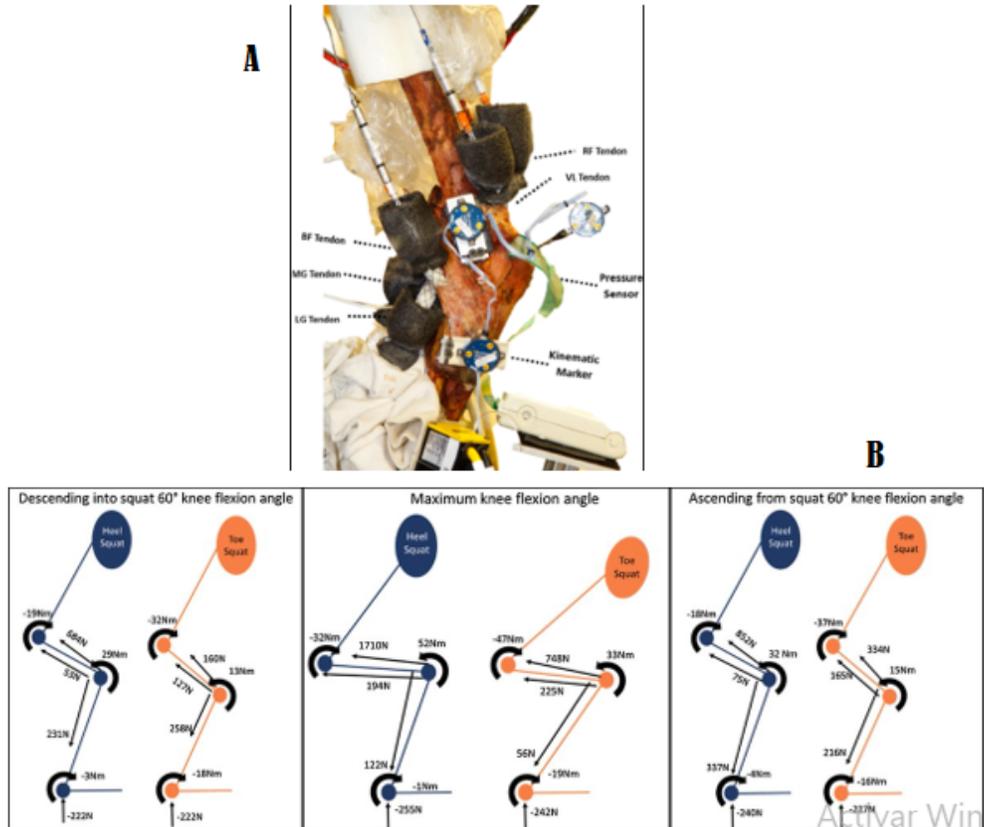


Ilustración 2-19. A) Instrumentación del sistema *in-vitro*. B) Contacto tibiofemoral *in vitro* cuantificado durante sentadillas de espalda con peso corporal. **Fuente:** (Hale, et al., 2018).

- ***in vivo*:** Proviene del latín “dentro de lo vivo” se realizan sobre organismos vivos (animales/humanos) (Ilustración 2-20).

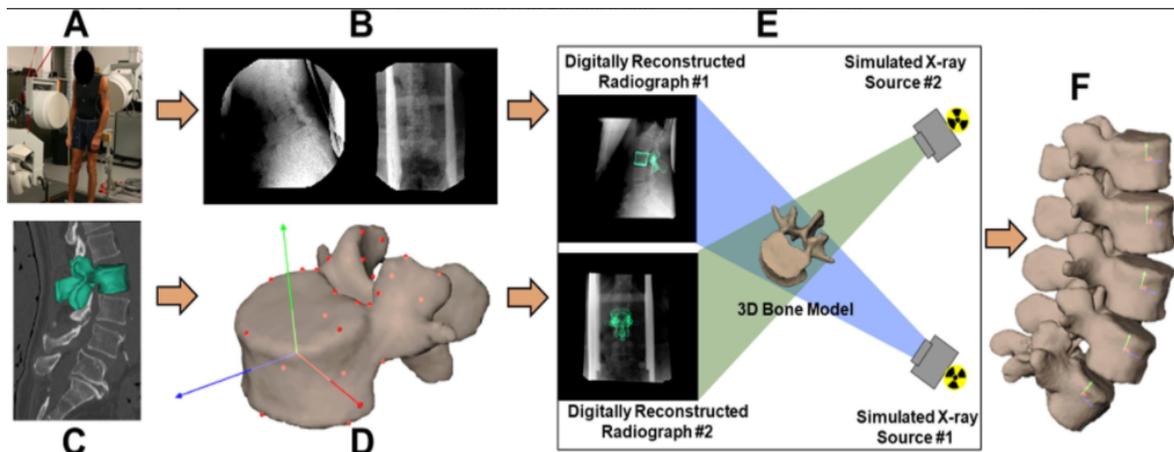


Ilustración 2-20. (A) Los participantes realizaron una flexión / extensión de ROM completa mientras que (B) se recolectaron radiografías biplano sincronizadas a 20 imágenes por segundo (85 kV, 250-400 mA, ancho de pulso de 4 ms) durante 4-8 s. (C) Se recolectaron tomografía computarizadas de L1 a S1 y (D) se usaron para crear modelos óseos en 3D. (E) El movimiento óseo se determinó mediante un proceso de seguimiento basado en un modelo de TC validado. (F) Se calcularon seis cinemáticas DOF a lo largo de la ROM completa. **Fuente:** (Wawrose, et al., 2020)

- **ex vivo:** Proviene del latín “fuera de lo vivo” en este caso se usa tejido vivo que ha sido creado de manera artificial en el laboratorio o donado por organismos vivos. Esta técnica es una alternativa para reemplazar a las técnicas *in vivo* (Ilustración 2-21).

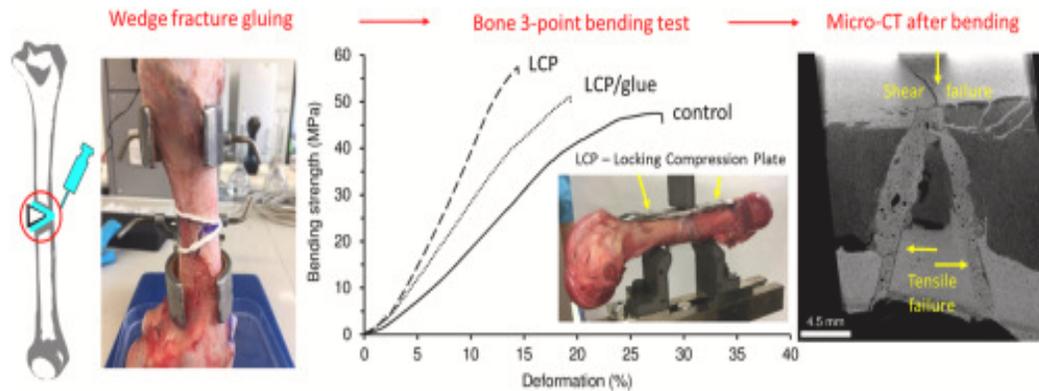


Ilustración 2-21. Pruebas biomecánicas *ex vivo* de fractura de tipo B de diáfisis de fémur de chanco fijada con un nuevo pegamento óseo biodegradable. **Fuente:** (Krtička, et al., 2021)

- **in silico:** la más innovadora, se trata de métodos de simulación (ordenador). Se recogen datos, se almacenan y se crean modelos computacionales que permiten observar qué ocurre si se cambian las condiciones externas (Ilustración 2-22).

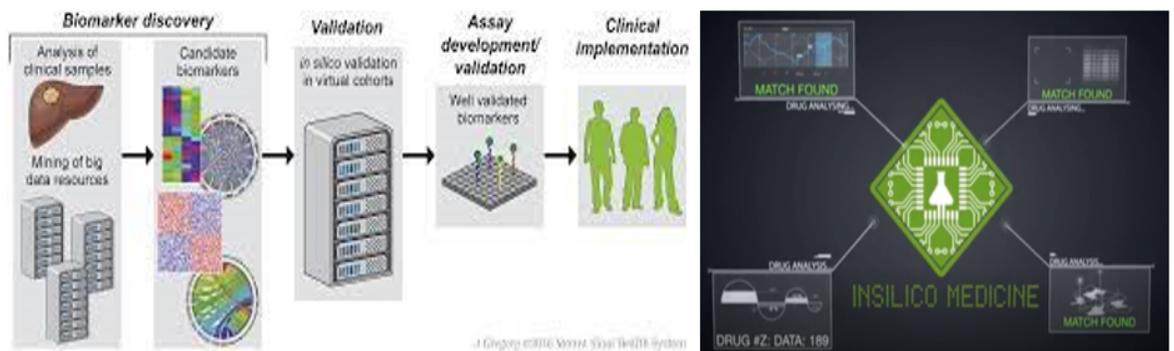


Ilustración 2-22. Sistema *in-silico* de biomarcadores para el diagnóstico y terapia de enfermedad hepática. **Fuente:** (Wooden et al., 2017)

2.9 Normativa

2.9.1 Marco Nacional

La Constitución Política de 1991 reconoce que las personas con discapacidad son objeto de protección especial dada su situación de vulnerabilidad y exclusión social, por ello Colombia cuenta con un amplio marco legal de protección a estas personas, las principales disposiciones legales son (Tabla 2-3):

Tabla 2-3. Principales estatutos legales sobre las personas con discapacidad en Colombia. Fuente: (Comite tecnico de enfoque diferencial, 2015)

NORMATIVA	DESCRIPCIÓN
Convenio 159 de 1983	Readaptación profesional y empleo de personas con discapacidad.
Resolución 521 de 1994	Utilización de prótesis, ortesis, aparatos y aditamentos ortopédicos o para alguna función biológica
Ley 361 de 1997	Habla acerca derechos, servicios públicos y responsabilidades estatales privadas y sociales.
Ley 982 de 2005	Se refiera a necesidades y derechos de la población sorda y sordociega.
Ley 1145 de 2007	Regula el Sistema Nacional de Discapacidad y su Consejo Nacional como instancia consultora y asesora.
Ley 1237 de 2008	Abarca el fomento y promoción de las habilidades y talentos artísticos y culturales.
Ley 1275 de 2009	Plantea las necesidades y derechos de la población de talla baja.
Ley 1306 de 2009	Desarrolla el régimen legal de la capacidad para personas con discapacidad intelectual y psicosocial.
Ley 1448 de 2011	Atención, asistencia y reparación integral de las víctimas, y entre ellas, las que presentan discapacidad
La Ley estatutaria 1618 de 2013	Goce pleno de los derechos de las personas con discapacidad.

2.9.2 Marco Internacional

Según el marco normativo internacional, “se concibe a la persona con discapacidad como un sujeto multidimensional al cual deben garantizársele sus derechos humanos y el acceso a los servicios públicos en términos de igualdad e inclusión social” (Unidad para la Atención y Reparación Integral a las Víctimas, 2013), los entes de regulan el cumplimiento obligatorio de esta disposición son:

- Declaración Universal de los Derechos Humanos.
- Pacto Internacional de los Derechos Civiles y Políticos.
- Decenio d Acción Mundial para las Personas con Discapacidad.
- La Convención Interamericana para la Eliminación de Todas las Formas de Discriminación en contra de las Personas con Discapacidad.
- La Convención Americana de Derechos Humanos.
- El Pacto Internacional de Derechos Económicos, Sociales y Culturales.
- La Convención de Naciones Unidas sobre los Derechos de las Personas con Discapacidad.

3. Metodología

Desde el anteproyecto se realizó una revisión bibliografía robusta que permitiera conocer referentes históricos, proyectos ya realizados relacionados, fuentes confiables para la base de la construcción del modelo en OpenSim, su utilización y aplicación en la marcha de persona con amputación transfemoral, adicional a eso, se revisaran tutoriales y manuscritos que permitieran ver el proceso de diseño en SolidWorks.

Este trabajo se desarrolló por medio de fases, las cuales se distribuyeron de la siguiente manera (Ilustración 3-1):

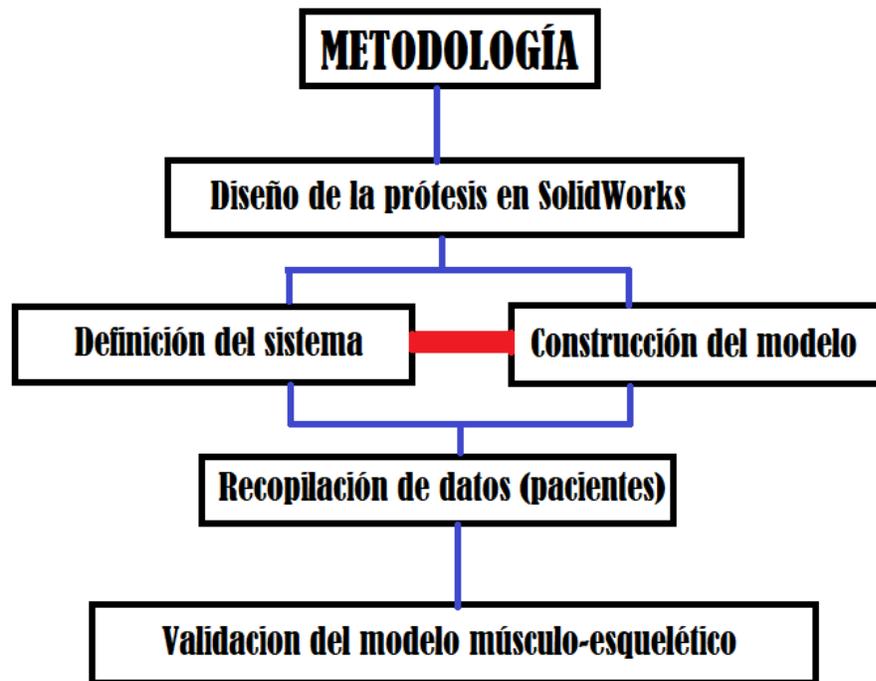


Ilustración 3-1. Organigrama de la metodología de desarrollo para el proyecto **Fuente:** Autoría propia

Etapa 1:

Revisión bibliográfica

En esta etapa se realizó una búsqueda detallada en varios buscadores: Google Académico, Elsevier, Carrot two, Pub-med, entre otros, con el fin de obtener un contenido variado sobre la amputación, las causas y tipos, la marcha, sus fases, elementos y patologías, los modelos biomecánicos, las variables analizadas, los entornos de desarrollo empleados hasta el momento, las técnicas de análisis, y manuales y tutoriales para el manejo de las herramientas. Toda esta información se almacenó en una carpeta dentro del gestor bibliográfico Mendeley (Ilustración 3-2).

Tabla 3-1. Síntesis de lo reportado en la literatura consultada para el desarrollo de este proyecto.

NOMBRE INVESTIGACIÓN	APROXIMACIÓN	AÑO PUBLICACIÓN
Variaciones cinemáticas y cinéticas de la marcha de una persona amputada por debajo de la rodilla	Velocidad lineal y ángulos relativos en las articulaciones de la cadera, la rodilla y el tobillo.	2002
Simulación de marcha humana en mecanismo diseñado en SolidWorks mediante datos procesados en Matlab	Desde el punto de vista mecánico el resultado del procesamiento de datos obtenidos a partir de una marcha humana en condiciones normales y simulada en un mecanismo diseñado con las medidas antropométricas del sujeto de prueba.	2004
Análisis de la funcionabilidad de prótesis ortopédicas transfemorales.	Funcionales de las prótesis transfemorales combinado con análisis mecánico de sólidos rígidos aplicando simulaciones numéricas.	2011
Modelamiento De La Marcha Humana Con Prótesis De Miembro Inferior Mediante Herramientas De Simulación Dinámica (" Una Aplicación en Opensim").	Simular la marcha de un paciente con amputación transfemoral mediante la captura de movimiento en un laboratorio.	2015
Modelo computacional de una re inserción muscular de un amputado transfemoral mediante el uso de elementos finitos.	Define el estado de esfuerzos en el punto exacto del re-anclaje del músculo para amputaciones sobre los tercios proximal, medial y distal.	2016
Simulación De La Marcha Del Amputado Transtibial a Partir De Los Ajustes De Posición De La Prótesis.	Utilizando el software de simulación Maplesim se construyeron diferentes modelos multicuerpo para obtener un modelo de marcha normal.	2016
Biomecánica de la marcha atlética. Análisis cinemático de su desarrollo y comparación con la marcha normal.	Estudio de velocidad	2017

Modelo Cinemático de la marcha protésica transtibial.	Análisis de sensibilidad de la cinemática de la marcha del amputado transtibial desarrollado en OpenSim y Matlab y relacionado con la alineación dinámica (posición de los componentes de la prótesis)	2017
Modelado y simulación de la marcha de un amputado transfemoral.	Se tuvo en cuenta la anatomía, biomecánica y electrofisiología muscular específicas del sujeto. El modelo desarrollado se utilizó luego para controlar la prótesis.	2018
Desarrollo de un marco novedoso basado en MATLAB para implementar restricciones mecánicas de estabilidad articular dentro de modelos musculo-esqueléticos OpenSim.	Estima las activaciones y fuerzas musculares que equilibran los momentos	2019
La cinemática de la marcha sagital de las extremidades inferiores se puede predecir en función de la velocidad de la marcha, el sexo, la edad y el IMC.	Estudia la velocidad de la marcha, los parámetros demográficos y antropométricos pueden dar lugar a malas interpretaciones.	2019
Modelado y control de prótesis transfemoral activa rodilla-tobillo-dedo.	Con dispositivos KATAP las persona amputada pueden tener una marcha apropiada y lograr una transición suave entre las diferentes fases de la marcha.	2020

Etapa 2:

Diseño de la Prótesis Transfemoral en SolidWorks

Teniendo en cuenta que las estadísticas registran que la gran mayoría de personas víctimas de minas antipersonal o artefactos explosivos reflejan su afectación en el miembro inferior se escogió la prótesis transfemoral. Este tipo de prótesis está compuesta por socket, rodilla, pilón y pie; existen distintos modelos de prótesis tranfemorales, para este proyecto se escogió una prótesis con rodilla tipo bisagra, que cuenta con 2 grados de libertad, y un ángulo de flexión de 130° aproximadamente, ya con esto definido se realizó un boceto en papel para facilitar el diseño del sistema en el software.

Dentro de SolidWorks las piezas se realizan de forma independiente y luego se relacionan entre ellas para la formación de la estructura sólida, en este caso se inició por el Socket o Encaje, que anatómicamente representa el faltante del fémur, esta pieza se ve como una estructura en forma de cilindro, su elaboración está basada en el diseño de un socket tipo Lanyard, esta estructura es única para cada sujeto, ya que se diseña bajo medida, luego

se realizó el pilón que se observa como un tubo metalito, se escogió este diseño porque era el más adecuado para la relación de posición con el socket, este nace a partir de un cilindro al cual se le agrega una estructura cubica en sus extremos para poder conectarlo con las partes adyacentes correspondientes, la rodilla y el pie, ya se encontraban diseñados, se descargaron de GrabCAD (Ilustración 3-3), una base de datos que contiene infinidad de diseños en archivos .CAD, en estas piezas se realizaron pequeñas modificaciones estructurales que permitieron el acople de las mismas a las partes ya diseñadas.

Ya con todas las piezas por separado diseñadas se dio inicio el proceso de ensamble, donde se le empieza a dar forma a la pierna y donde se toma en cuenta cada posible movimiento y relación entre piezas.

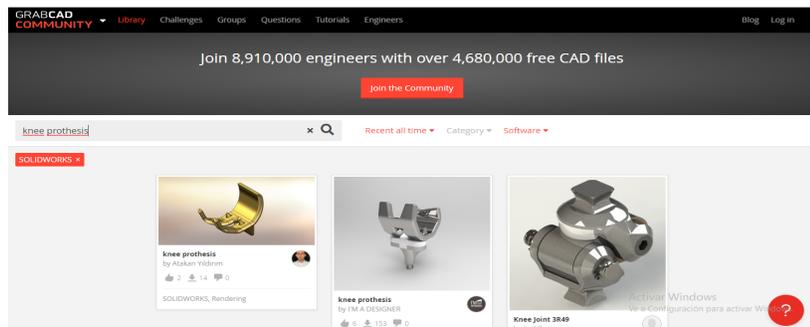


Ilustración 3-2. Interfaz visual de GrabCAD que muestra los tipos de rodillas ya elaborados. **Fuente:** Autoría propia.

Mas adelante tanto la pieza ensamblada como cada uno de sus componentes fueron exportados en un formato .STL, los presentaron problemas para ser reconocidos por el código de OpenSim, por lo cual se empleó el programa Meshximer para la transformación de los archivos a un formato .stl los cuales podían ser leídos por el programador de estructuras graficas de OpenSim.

Etapa 3:

Definición del sistema y construcción del modelo

Se realiza en primera instancia una exploración sobre modelos en OpenSim (se encontró una propuesta de modelo base para análisis de marcha dada por OpenSim [gait2354_simbody.osim] en la cual se podían editar factores de composición como, por ejemplo: [gait2354_RRA_Actuators.xml] que contenía los archivos de actuadores articulares ideales empleados para reemplazar los músculos, pero esto no era tan

favorable para este estudio o [gait2354_Setup_IK.xml] que contiene la información relacionada con los marcadores incluyendo su peso), en segunda instancia se implementan los marcadores uno a uno sobre el modelo y se llamaron tal como indica un el referente literario (Willems, et al., 2015) que coincidían con los empleados en la base de datos (BD) proporcionados por un referente literario (Hood, et al., 2020), esta coincidencia fue rectificada por medio de la visualización de los datos en aplicación Mokka. Luego la prótesis diseñada en la etapa 1 fue exportada a Matlab por medio de SimScape Multibody, esta herramienta permite parametrizar sus modelos mediante variables y expresiones matemáticas, así como diseñar sistemas de control para sistemas físicos, esto es útil para ver las coordenadas de rotaciones y posiciones espaciales de la prótesis (que servirán más adelante), en tercera instancia se trabajó en la conexión entre Matlab y OpenSim, los archivos en formato .osim son legibles por esta plataforma, aunque cuando se abrían se vea un código poco interactivo con el usuario (sin los colores característicos de las secciones) (Ilustración 3-4), por lo que se acudió al uso del software Notepad donde se realizó la implementación o eliminación de los segmentos y la verificación rápida de coordenadas.

```

</Body>
<Body name="tibia_1_amputated">
  <mass>1.6313</mass>
  <mass_center> 0 -0.0921 0</mass_center>
  <inertia_xx>0.0221</inertia_xx>
  <inertia_yy>0.0022</inertia_yy>
  <inertia_zz>0.0225</inertia_zz>
  <inertia_xy>0</inertia_xy>
  <inertia_xz>0</inertia_xz>
  <inertia_yz>0</inertia_yz>
  <!--Joint that connects this body with the parent body.-->
  <Joint>
    <CustomJoint name="knee_1">
      <!--Name of the parent body to which this joint connects its owner body.-->
      <parent_body>femur_1</parent_body>
      <!--Location of the joint in the parent body specified in the parent reference frame. Default is (0,0,0).-->
      <location_in_parent>0 0 0</location_in_parent>
      <!--Orientation of the joint in the parent body specified in the parent reference frame. Euler XYZ body-fixed-->
      <orientation_in_parent>0 0 0</orientation_in_parent>
      <!--Location of the joint in the child body specified in the child reference frame. For SIMM models, this vect-->
      <location>0 0 0</location>
      <!--Orientation of the joint in the owing body specified in the owing body reference frame. Euler XYZ body-f-->
      <orientation>0 0 0</orientation>
      <!--Set holding the generalized coordinates (q's) that parameterize this joint.-->
      <CoordinateSet>
        <objects>
          <Coordinate name="knee_angle_1">

```

```

305 <inertia>0.0001 0.00020000000000000001 0.0001 0 0 0</inertia>
306 </Body>
307 <Body name="femur_1">
308 <!--The geometry used to display the axes of this Frame.-->
309 <FrameGeometry name="frame_geometry">
310 <!--Path to a Component that satisfies the Socket 'frame' of type Frame.-->
311 <socket_frame>.</socket_frame>
312 <!--Scale factors in X, Y, Z directions respectively.-->
313 <scale_factors>0.200000000000000001 0.200000000000000001 0.200000000000000001</scale_factors>
314 </FrameGeometry>
315 <!--List of geometry attached to this Frame. Note, the geometry are treated as fixed to the fram-->
316 <attached_geometry>
317 <Mesh name="femur_1_geom_1">
318 <!--Path to a Component that satisfies the Socket 'frame' of type Frame.-->
319 <socket_frame>.</socket_frame>
320 <!--Scale factors in X, Y, Z directions respectively.-->
321 <scale_factors>1 1 1</scale_factors>
322 <!--Default appearance attributes for this Geometry-->

```

Ilustración 3-3. A) Código de un modelo de OpenSim visto desde Matlab. B) Código de un modelo de OpenSim visto desde Notepad. **Fuente:** Autoría propia

El modelo final "Transfemoral_Left_Prosthesis.osim" realizado fue editado por partes tal como se explica en la (Ilustración 3-4), para la primera parte se insertaron los segmentos óseos, estos fueron extraídos de la carpeta "Geometry" que proporciona OpenSim en la instalación, siguiendo los valores de modelos realizados para el análisis de marcha se estableció la componente numérica que debía llevar la masa, el origen y la posición, luego se introdujeron los músculos que participan durante la marcha, tal cual como de mostraban en los modelos de marcha con los que viene OpenSim, es decir, se respetaron los puntos aproximados de inserción, la relación y longitud de cada segmento, lo que permitió ver que habían músculos que sobresalían sobre la prótesis, estos se identificaron por el nombre y se buscaron en el código fuente, al encontrar sus declaraciones se eliminaron y posteriormente se descendió a la sección de inserción muscular donde se suprimieron los nombres de los músculos ya eliminados para no generar inconsistencias entre los segmentos, por último se incluyeron los marcadores que fueron tomados de un referente literario (Price & Laprè, 2019) y verificados por un modelo ya existente en OpenSim "WorkingWithStaticOptimization", al tener el diseño de la prótesis y el código del modelo musculo-esquelético en un lenguaje compatible, se empezó a trabajar en la vinculación de cada parte para completar el modelo, por último se esto se realizó una edición a los músculos y segmentos óseos que acompañaban la prótesis.

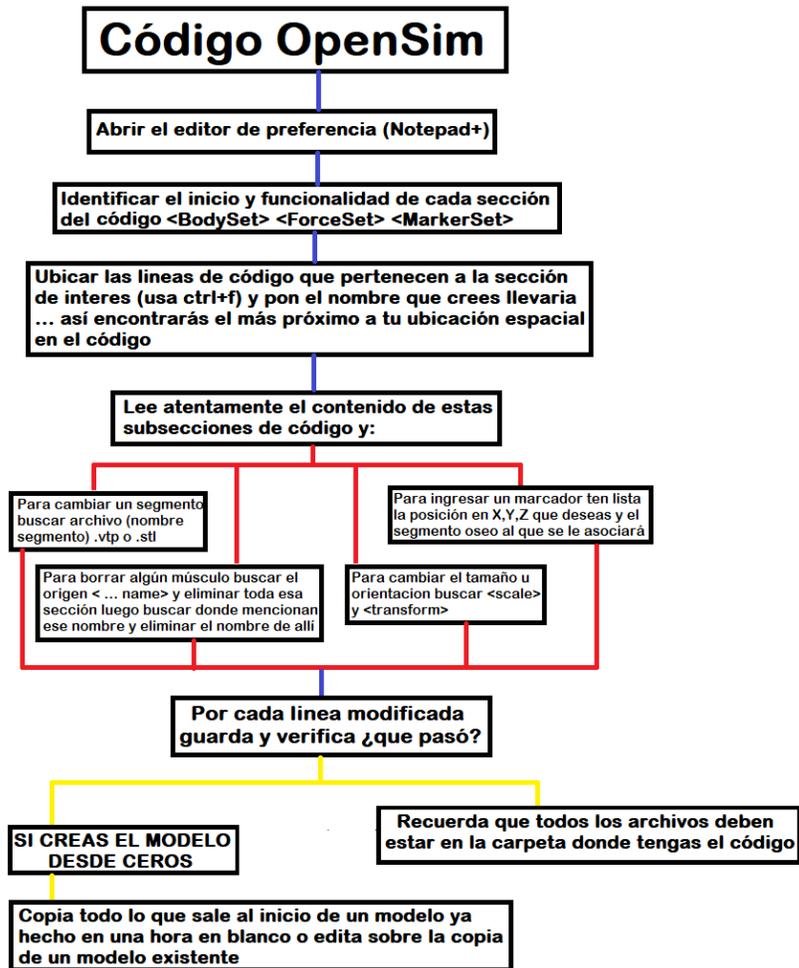


Ilustración 3-4. Resumen metodológico de la programación. Fuente: Autoría propia

Se buscará que el modelo desarrollado cuantifique datos cinemáticos como la cadencia de la marcha, amplitud y longitud de paso, amplitud articular, numero de Froude y desviaciones de rodilla y cadera en el plano sagital.

Para dar inicio a la simulación es necesario tener visibilidad clara del tren inferior y la prótesis, además de los marcadores para poder mirar posteriormente el comportamiento de las variables cinemáticas, como salidas se obtiene un modelo en posición neutra listo para ser configurado y analizado.

Etapas 4:

Selección de los participantes (Base de datos)

Dadas las medidas de contingencia tomadas por el Covid-19, la población para el estudio fue tomada de una base de datos proporcionada por un estudio previo que evaluaba la cinética y cinemática de 18 sujetos que como mínimo llevaban un año amputados de forma unilateral por encima de la rodilla (Hood, et al., 2020). Adicional a esto se tuvo en cuenta un registro que constataba que habían usado una prótesis prescrita durante al menos seis meses y un informe que registraba el uso de la prótesis durante al menos 3 horas al día. Estos sujetos fueron clasificados según la capacidad para caminar siguiendo los estándares internacionales de Medicare por niveles K (Anexo B) de la siguiente manera: Nueve sujetos fueron clasificados como ambulatorios comunitarios completos (K3) y nueve sujetos fueron clasificados como ambulatorios comunitarios limitados (K2). Para este proyecto se seleccionaron los sujetos que presentaban amputación de miembro izquierdo sin importar su nivel K.

Etapas 5:

Protocolo de medición de la base de datos

Según lo documentado en el artículo que compartió la BD (Hood et al., 2020), para este estudio se realizó un protocolo previamente aprobado por la Junta de Revisión Institucional de la Universidad de Utah, adicional a esto a cada participante se le hizo firmar un consentimiento informado donde se incluía el permiso por escrito para publicar fotos y videos del experimento.

Al inscribirse, se preguntó a los sujetos sobre su experiencia previa al caminar en una banda caminadora, en caso de que algún participante reportara poca o ninguna experiencia caminando en una banda con su prótesis, se le proporcionaba una respectiva capacitación. El entrenamiento consistió en que el sujeto caminara en la cinta durante intervalos de 2 a 5 minutos con períodos de descanso entre cada intervalo.

La recogida de datos se realizó en una única sesión en un periodo de tiempo inferior a 2 horas por sujeto, se llevó a cabo de la siguiente manera (Hood, et al., 2020):

cada pierna individualmente en sentido horario, adicional a esto se le pidió al sujeto que realizara 2 sentadillas para registrar el valor de flexión arrojado por la pierna con prótesis.

El pre-procesamiento consistió en etiquetar los marcadores, definir segmentos y calcular las dimensiones del segmento utilizando las rutinas de calibración estática y funcional. Los datos de la trayectoria del marcador se recopilaron a 200 Hz y fueron pasados por un filtro Butterworth pasa bajos con una frecuencia de corte de 6 Hz.

Etapa 6:

Validación del modelo musculo-esquelético:

Para esto se acudió al software Mokka Biomechanics que permite importar archivos en formato .c3d y convertirlos en .trc (formato de las trayectorias de los marcadores compatible con OpenSim). Sin embargo, antes de importarlos en este formato se procedió a renombrar los marcadores de tal forma que coincidieran con los nombres de los marcadores puestos en el modelo. Luego se procedió a cargar un archivo en formato .trc que contenía la posición estática de los sujetos, el cual permitían escalar el modelo en OpenSim y otro que contenía el movimiento daban la referencia cinemática en cuanto a el movimiento de los marcadores. Seguido de esto se generan las gráficas siguiendo las indicaciones en la (Ilustración 3-6) que permiten ver el comportamiento en los 3 ejes del plano cartesiano de las variables cinemáticas.

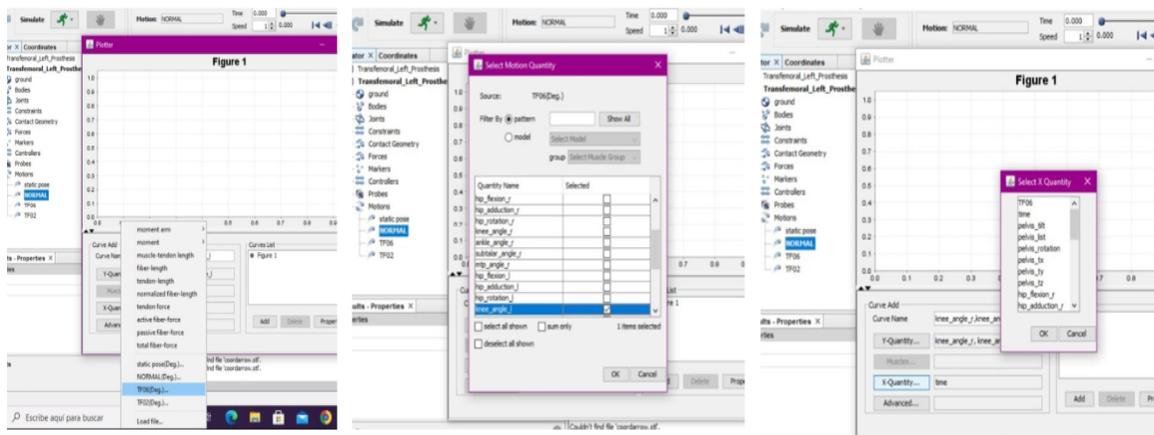


Ilustración 3-6. Proceso para la creación de gráficos: A) Escoger de donde se indica el archivo del cual procederán los datos para el eje Y. B) Escoger que tipo de dato se desea en el eje X (tiempo). C) Escoger los marcadores que se desean graficar. Fuente: Autoría propia

Es importante destacar que los parámetros seleccionados en este proyecto fueron aquellos parámetros denominados como determinantes de la velocidad de la Marcha (Adams & Cerny, 2018). Adicionalmente, cabe mencionar que, al utilizar la base de datos de pacientes con prótesis transfemoral, esta fue adquirida a una velocidad impuesta, es decir que la velocidad ya se conoce. Para el cálculo de las variables de interés se utilizaron las siguientes ecuaciones

Cadencia de la Marcha

Para cuantificar la cadencia de la marcha se utiliza la siguiente ecuación:

$$\text{Cadencia Marcha (CM)} = \frac{\text{Numero de Pasos}}{\text{tiempo (min)}} \quad (4)$$

A partir de los datos obtenidos en la cadencia de la marcha, es posible clasificar las características del ciclo de marcha de la siguiente forma:

- marcha lenta: 45-85 pasos/min.,
- marcha confortable: 72-102 pasos/min.,
- marcha rápida: 114-132 pasos/min.

Longitud de Zancada

$$\text{Longitud de Zancada (LZM)} = \text{Altura} * 0.413 * 2 \quad (5)$$

$$\text{Longitud de Zancada (LZH)} = \text{Altura} * 0.415 * 2 \quad (6)$$

La altura es tomada de las medidas antropométricas de cada sujeto y los valores 0,413 y 0,415 representan una constante empleada para hallar la longitud de paso de una mujer y un hombre. Al tener este cálculo es posible determinar si esta es mayor o menor cuando se tiene un dispositivo protésico:

- Zancada mujer con marcha normal: 1,340 m
- Zancada hombre con marcha normal: 1,524 m

Número de Froude

Cabe recordar, que este es un valor único que se emplea para determinar el estado de la marcha. Se utiliza la misma ecuación reportada en el marco teórico (3).

Cabe recordar que en dicha ecuación el término V representa la velocidad de la marcha, g es el valor de la Fuerza de gravedad, que en este caso es 9.81 m/s^2 y L_{segmento} es la longitud de la pierna, medida desde el software Mokka Biomechanics como la distancia entre los marcadores de la cadera (LASI y RASI) y el talón (LHEE y RHEE). Es importante mencionar que la longitud del segmento también puede ser cuantificada haciendo uso de tablas antropométricas.

Amplitud articular de la cadera y la rodilla

Adicionalmente se reportarán valores para las amplitudes articulares de cadera y rodilla. Esto sabiendo que la flexión tanto de la cadera como de la rodilla son parámetros que pueden ser considerablemente afectados durante la marcha en personas con prótesis como consecuencias de posibles “des-alineamientos” del dispositivo. Por tal razón, se procedió a la cuantificación de esta variable:

Los valores de amplitud para estas articulaciones fueron calculados en el plano sagital a partir de la identificación de los valores máximos de amplitud en las gráficas obtenidas en el software OpenSim.

4. Resultados

4.1 Diseño de la Prótesis Transfemoral en SolidWorks

La prótesis diseñada está compuesta de 4 partes fundamentales: Socket, Rodilla, Pilón y Pie, algunas de estas a su vez tienen partes más pequeñas que les dan su robustez. Estas piezas fueron diseñadas por partes y luego ensambladas en un solo archivo grabado bajo la extensión .SLDPTR. Posteriormente con el ensamblaje montado se le dieron las peculiaridades de apariencia como el color piel (Ilustración 4-1-A) y se exportó a Simulink con el comando *msimport*, donde se logró ver la prótesis como un sistema de bloques (Ilustración 4-1-B) y desde Matlab se evidenciaron las posiciones en rotación y traslación en las coordenadas X, Y, Z que podían tener las piezas, este mismo archivo se exportó en formato .STL (Ilustración 4-1-C) allí se transforma el ensamblaje a información binaria, tiempo después estos archivos se visualizan desde Meshximer de la siguiente manera (Ilustración 4-1-D).

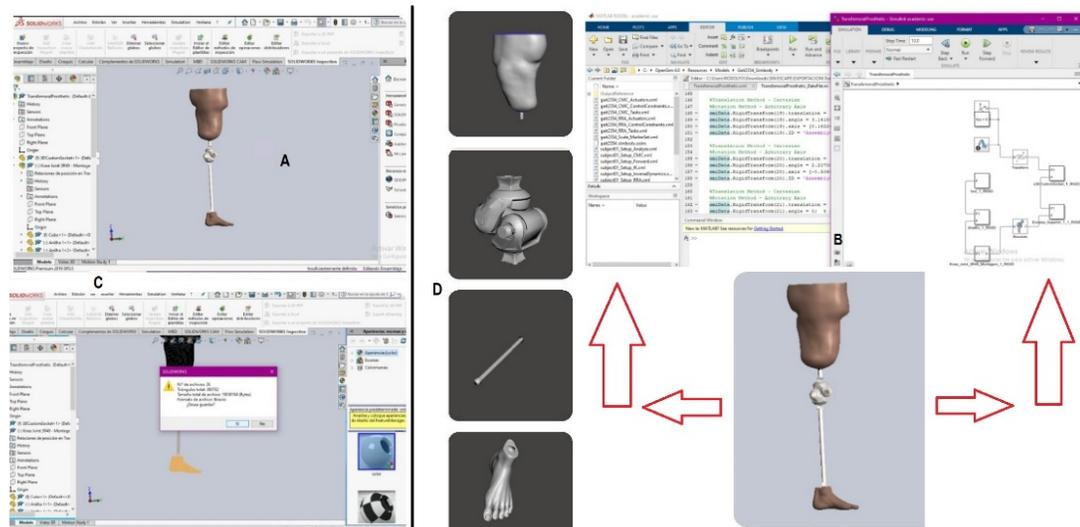


Ilustración 4-1. A. Prótesis transfemoral vista desde SolidWorks. B) Visualización de la prótesis exportada a Matlab tanto en código (izquierda) como desde Simulink gracias a Simscape (derecha). C) Transición lista para exportar el formato en .STL. D) Vista de cada componente desde en Meshmixer. **Fuente:** Autoría propia

4.2 Definición del sistema y construcción del modelo

A la hora de crear el modelo, se evidencio que dentro de las geometrías que aporta OpenSim había poca existencia de miembros amputados, por lo que por medio de la lectura de las geometrías que trae OpenSim en archivos .stl desde el software Meshmixer se pudo realizar un recorte sobre un fémur, este fue llevado al software NMSBuilder donde se creó un archivo definitivo legible por OpenSim que contenía un fémur cortado aproximadamente un cuarto por encima de la articulación de la rodilla “Femur_I_TF.stl” (Ilustración 4-2).

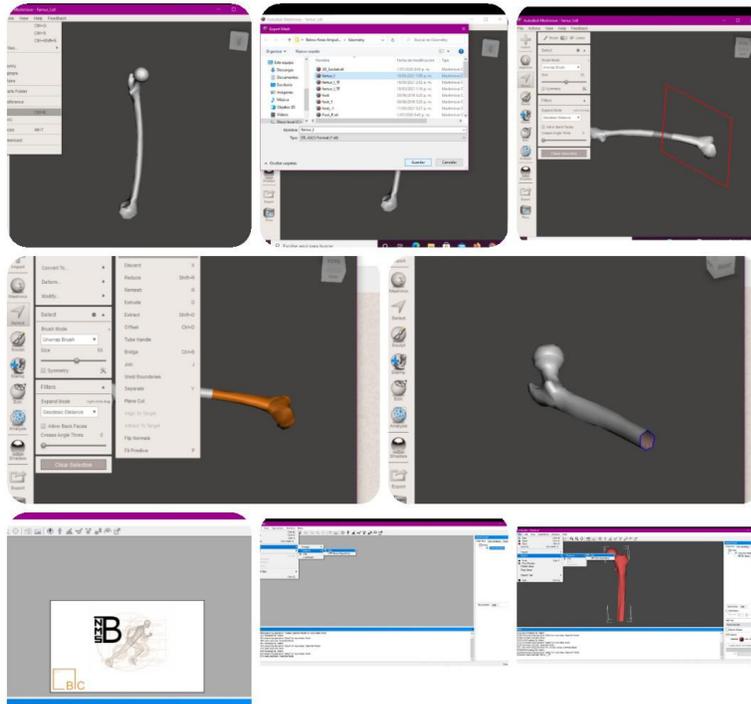


Ilustración 4-2. Recorte del segmento óseo desde Meshmixer para posteriormente crear el modelo geométrico en OpenSim de miembro amputado desde NMSBuilder. **Fuente:** Autoría propia.

El modelo, fue creado desde modificaciones de líneas de código (Ilustración 4-3) (Anexo C), en las cuales se tuvo en cuenta el nombre del segmento óseos que se quería editar, entre ellos se encontraban: *femur_I*, *tibia_I*, entre otras y la geometría que se observaría *femur_I_TF.stl*, *socket_prueba_2.stl*, entre otras. Posteriormente se configuran los marcadores donde se tuvo en cuenta las coordenadas en el plano X, Y, Z que ocuparía y el nombre con el cual se identificaría.

```

<OpenSimDocument Version="30000">
  <Model name="Transfemoral_Left_Prosthesis">
    <credits>LaPré A.K., Wedge R.D., Price M.A., Umberger B.R., :
    <publications>A.K. LaPré, M.A. Price, R.D. Wedge, B.R. Umber
    <length_units>meters</length_units>
    <force_units>N</force_units>
    <!--Acceleration due to gravity.-->
    <gravity> 0 -9.80665 0</gravity>
    <!--Bodies in the model.-->
    <BodySet>
      <objects>
        <Body name="ground">
          <mass>0</mass>
          <mass_center> 0 0 0</mass_center>
          <inertia_xx>0</inertia_xx>
          <inertia_yy>0</inertia_yy>
          <inertia_zz>0</inertia_zz>
          <inertia_xy>0</inertia_xy>
          <inertia_xz>0</inertia_xz>
          <inertia_yz>0</inertia_yz>
          <!--Joint that connects this body with the paren
          <Joint />
          <VisibleObject>
            <!--Set of geometry files and associated att
            <GeometrySet>

<Thelen2003Muscle name="psoas_1">
  <!--Flag indicating whether the force is disabled or not. Disabled
  <isDisabled>false</isDisabled>
  <!--Minimum allowed value for control signal. Used primarily when s
  <min_control>0</min_control>
  <!--Maximum allowed value for control signal. Used primarily when s
  <max_control>1</max_control>
  <!--The set of points defining the path of the muscle.-->
  <GeometryPath>
    <!--The set of points defining the path-->
    <PathPointSet>
      <objects>
        <PathPoint name="psoas_1-P1">
          <location> -0.0647 0.0887 -0.0289</location>
          <body>pelvis</body>
        </PathPoint>
        <PathPoint name="psoas_1-P2">
          <location> -0.0238 -0.057 -0.0759</location>
          <body>pelvis</body>
        </PathPoint>
        <ConditionalPathPoint name="psoas_1-P3">
          <location> -0.0288 -0.0805 -0.0816</location>
          <body>pelvis</body>
          <range> -1.5708 0.785398</range>
          <coordinate>hip_flexion_1</coordinate>
        </ConditionalPathPoint>
        <PathPoint name="psoas_1-P4">
          <location> 0.0016 -0.0507 -0.0038</location>
          <body>femur_1</body>
        </PathPoint>
        <PathPoint name="psoas_1-P5">
          <location> -0.0188 -0.0597 -0.0104</location>
          <body>femur_1</body>

</Marker>
<Marker name="L.Thigh.Rear">
  <!--Body segment in the model on which the marker resid
  <body>femur_1</body>
  <!--Location of a marker on the body segment.-->
  <location> 0.025891 -0.316213 -0.0778532</location>
  <!--Flag (true or false) specifying whether or not a ma
  <fixed>false</fixed>
</Marker>
<Marker name="L.Knee.Lat">
  <!--Body segment in the model on which the marker resid
  <body>femur_1</body>
  <!--Location of a marker on the body segment.-->
  <location> -0.000753513 -0.446142 -0.062296</location>
  <!--Flag (true or false) specifying whether or not a ma
  <fixed>false</fixed>
</Marker>
<Marker name="L.Knee.Med">
  <!--Body segment in the model on which the marker resid
  <body>femur_1</body>
  <!--Location of a marker on the body segment.-->
  <location> 0.000472512 -0.445432 0.0539506</location>
  <!--Flag (true or false) specifying whether or not a ma
  <fixed>false</fixed>
</Marker>
<Marker name="L.Shank.Upper">
  <!--Body segment in the model on which the marker resid
  <body>tibia_1_amputated</body>
  <!--Location of a marker on the body segment.-->
  <location> 0.00398588 -0.071611 -0.0777086</location>
  <!--Flag (true or false) specifying whether or not a ma
  <fixed>false</fixed>
</Marker>
<Marker name="L.Shank.Front">
  <!--Body segment in the model on which the marker resid
  <!--Coordinate can describe rotational, translational, or
  <motion_type>rotational</motion_type>
  <!--The value of this coordinate before any value has be
  <default_value>0</default_value>
  <!--The speed value of this coordinate before any value ha
  <default_speed_value>0</default_speed_value>
  <!--The minimum and maximum values that the coordinate ca
  <range> 0 0.043951 0.0043951</range>
  </CoordinateSet>
  <objects>
    <Coordinate name="hip_flexion_1">
      <!--Coordinate can describe rotational, translational, or
      <motion_type>rotational</motion_type>
      <!--The value of this coordinate before any value has be
      <default_value>0</default_value>
      <!--The speed value of this coordinate before any value ha
      <default_speed_value>0</default_speed_value>
      <!--The minimum and maximum values that the coordinate ca
      <range> 0 0.043951 0.0043951</range>
    </Coordinate>
  </objects>
  </CustomJoint name="hip_1">
    <!--Name of the parent body to which this joint connects its owner bo
    <parent_body>pelvis</parent_body>
    <!--Location of the joint in the parent body specified in the parent :
    <location_in_parent>-0.0707 -0.0661 -0.0835</location_in_parent>
    <!--Orientation of the joint in the parent body specified in the pare
    <orientation_in_parent>0 0 0</orientation_in_parent>
    <!--Location of the joint in the child body specified in the child rel
    <location>0 0 0</location>
    <!--Orientation of the joint in the owing body specified in the owing
    <orientation>0 0 0</orientation>
    <!--Set holding the generalized coordinates (q's) that parameterize thi
    <CoordinateSet>
      <objects>
        <Coordinate name="hip_flexion_1">
          <!--Coordinate can describe rotational, translational, or
          <motion_type>rotational</motion_type>
          <!--The value of this coordinate before any value has be
          <default_value>0</default_value>
          <!--The speed value of this coordinate before any value ha
          <default_speed_value>0</default_speed_value>
          <!--The minimum and maximum values that the coordinate ca
          <range> 0 0.043951 0.0043951</range>
        </Coordinate>
      </objects>
    </CoordinateSet>
  </CustomJoint>
  <!--Joint that connects this body with the parent body.-->
  <Joint>
    <CustomJoint name="hip_1">
      <!--Name of the parent body to which this joint connects its owner bo
      <parent_body>pelvis</parent_body>
      <!--Location of the joint in the parent body specified in the parent :
      <location_in_parent>-0.0707 -0.0661 -0.0835</location_in_parent>
      <!--Orientation of the joint in the parent body specified in the pare
      <orientation_in_parent>0 0 0</orientation_in_parent>
      <!--Location of the joint in the child body specified in the child rel
      <location>0 0 0</location>
      <!--Orientation of the joint in the owing body specified in the owing
      <orientation>0 0 0</orientation>
      <!--Set holding the generalized coordinates (q's) that parameterize thi
      <CoordinateSet>
        <objects>
          <Coordinate name="hip_flexion_1">
            <!--Coordinate can describe rotational, translational, or
            <motion_type>rotational</motion_type>
            <!--The value of this coordinate before any value has be
            <default_value>0</default_value>
            <!--The speed value of this coordinate before any value ha
            <default_speed_value>0</default_speed_value>
            <!--The minimum and maximum values that the coordinate ca
            <range> 0 0.043951 0.0043951</range>
          </Coordinate>
        </objects>
      </CoordinateSet>
    </CustomJoint>
  </Joint>
  </BodySet>
  </Model>
</OpenSimDocument>

```

Ilustración 4-3. Segmentos de código donde se editaron líneas para crear el modelo final. Fuente: Autoría propia

Como se mencionó anteriormente, el primer resultado de modelo tenía musculatura brotando del socket (Ilustración 4-4-A) la declaración de estos músculos fue suprimida desde el código fuente, posteriormente se eliminaron los nombres de las articulaciones donde se insertaban, es decir, que los músculos del miembro inferior izquierdo que tenían como punto de origen o inserción $\frac{1}{4}$ abajo del fémur fueron removidos, tal como se muestra en la (Ilustración 4-4-B) modificando secciones de creación de segmentos y eliminando llamados de estos segmentos en porciones posteriores del código que hacían referencia a los puntos de inserción en las articulaciones relacionadas.

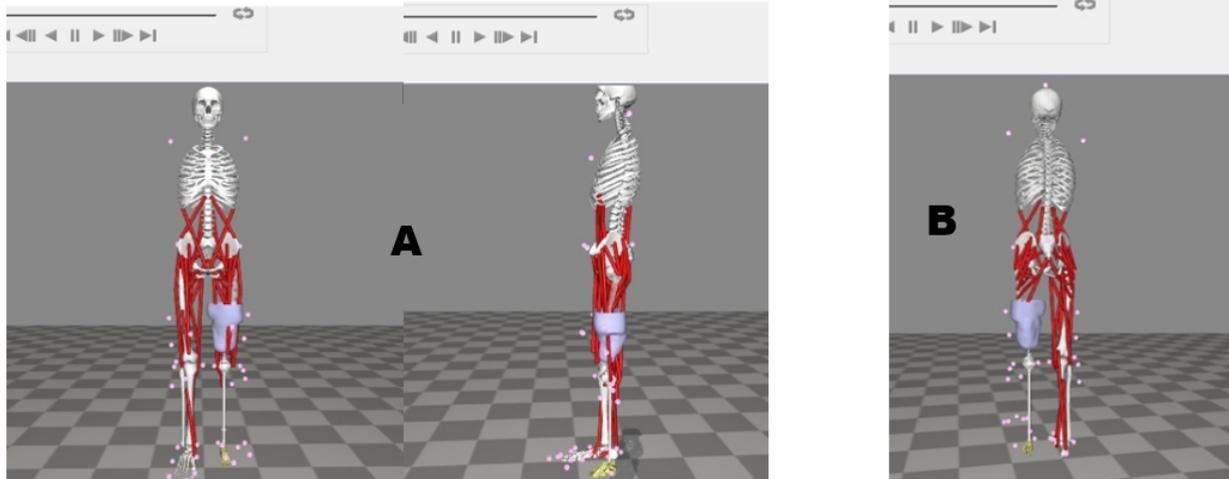


Ilustración 4-4 Modelo final con prótesis diseñada A) Versión preliminar con músculos brotando de la prótesis (vista frontal y lateral) B) Versión definitiva. **Fuente:** Autoría propia.

4.3 Protocolo de medición de la base de datos

La información obtenida de todos los sujetos se recopiló en una tabla de formato Excel, la cual posteriormente fue sometida al criterio de exclusión: Amputados miembro izquierdo (Tabla 4-1) dejando la información de la siguiente manera:

Tabla 4-1. Información de los sujetos participantes del experimento de marcha.

Fuente: Hood, S., Ishmael, M. K., Gunnell, A., Foreman, K. B., & Lenzi, T. (2020).

Subject Code	Age	Gender	Mass (kg)	Height (m)	Amputation Side	Reason for Amputation	Age of Amputation	K-Level	Knee Prosthesis	Foot Prosthesis	Socket Suspension	Treadmill Training?	Handrails?
TF05	72	Male	79,4	1,65	Left	Traumatic	4	K2	Cleg Obk	Triton Low Profile Obk	suction	No	No
TF06	60	Male	86,6	1,70	Left	Dysvascular	2	K2	Cleg Obk	Kinterra FI	lanyard	Yes (3)	Yes, All
TF07	49	Male	102,1	1,91	Left	Traumatic	10	K3	Cleg Obk	Triton Obk	pin lock	No	No
TF09	65	Male	69,4	1,70	Left	Traumatic	2	K2	Cleg Obk	Trias Obk	suction	No	No
TF10	57	Female	58,5	1,65	Left	Traumatic	11	K2	Cleg Obk	Trias Obk	suction	No	Yes, All
TF12	59	Male	99,8	1,83	Left	Traumatic	16	K2	Cleg Obk	Trias Obk	lanyard	Yes(1)	No
TF13	61	Male	88,5	1,88	Left	Traumatic	3	K3	Rheo Os	Proflex XC Os	vacuum	No	Yes, LS
TF16	36	Male	100,2	1,80	Left	Traumatic	8	K3	Cleg Obk	AllPro FI	suction	No	No
TF17	38	Male	104,3	1,91	Left	Traumatic	33	K3	Plie FI	Soleus CigPk	suction	No	No
TF19	30	Female	59,0	1,60	Left	Traumatic	10	K3	3R80 Obk	AllPro FI	lanyard	No	No
TF20	59	Male	120,2	1,78	Left	Traumatic	42	K2	Cleg Obk	Action Obk	suction	No	Yes

Prosthesis Company Key	
Obk	Ottobock
FI	Freedom Innovation
Os	Ossur
CigPk	College Park

Use of Handrails Key	
No	Did not use handrails for any speed
Yes, All	Used handrails for all speeds
Yes, LS	Used handrails ONLY on the last speed

K-Level, Medicare Classification Level	
K2	Limited Community Ambulator
K3	Full Community Ambulator

4.3.1 Cálculos

Por medio del software Mokka se estimó la longitud del segmento que tenía el miembro inferior, para ello se tomó la distancia existente desde el lateral de la cadera (LASI) hasta

el tobillo (LHEE) y para la pierna derecha (RASI) hasta el talón (RHEE) donde se observó que los resultados variaban por milésimas (Ilustración 4-5).

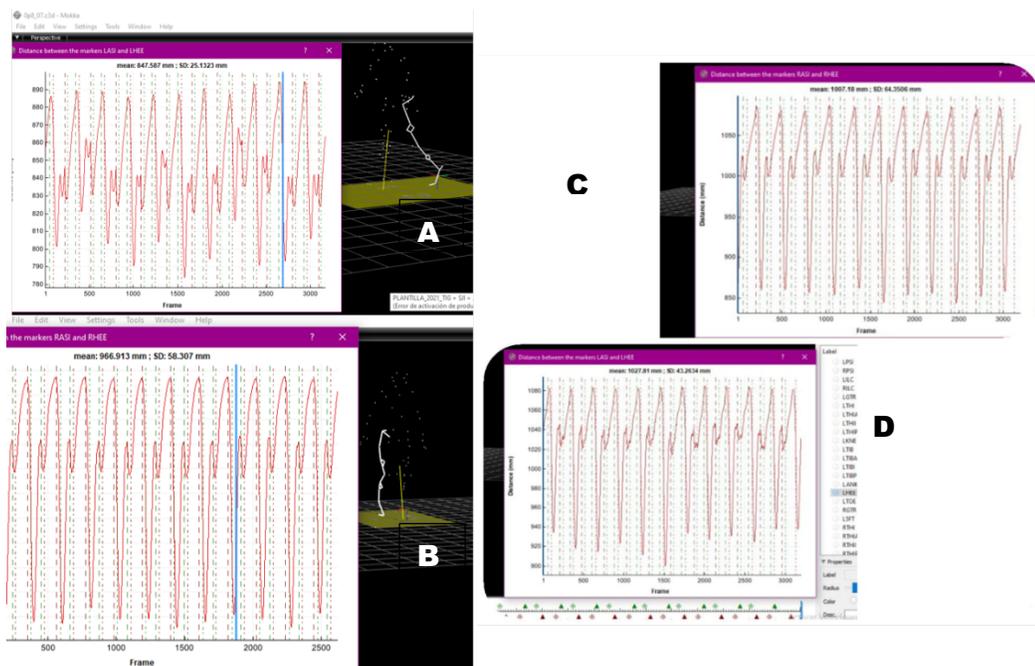


Ilustración 4-5. Análisis de la longitud de los segmentos A) Longitud a velocidad máxima pierna izquierda. B) Longitud a velocidad máxima pierna derecha. C) Longitud de segmento a una velocidad de 0,8 m/s. D) Longitud de segmento a una velocidad de 0,8 m/s. Fuente: Autoría propia

Teniendo en cuenta la información de los pacientes expuesta en la BD (Hood et al., 2020) (Tabla 4-1), se escogió el valor de velocidad más alto tolerado por el paciente, esto de acuerdo al valor referencia asignado según los K-Level de Medicare, y con Mokka se determinó el valor promedio de longitud de segmento, dado que esta longitud podría variar si el marcador se mueve se registró la desviación estándar de cada paciente para la medida de longitud del segmento. Ya con todas las variables se procedió a calcular el valor del Fr para cada paciente, teniendo en cuenta el miembro amputado (Tabla 4-2) y el miembro sano (Tabla 4-3).

Tabla 4-2. Calculo cinemático del número de Froude (Fr) de la pierna con prótesis.

SUJETO	VELOCIDAD (m/s)	LONGITUD SEGMENTO (m)	N. FROUDE	DESVIACION ESTANDAR LS (m)
TF05	0,8	0,818	0,053	0,036
TF06	0,8	0,848	0,055	0,025
TF07	1,4	0,929	0,186	0,056
TF09	0,8	0,888	0,058	0,033
TF10	0,8	0,861	0,056	0,038
TF12	0,8	0,918	0,060	0,044

TF13	1,4	1,013	0,202	0,068
TF16	1,4	0,897	0,179	0,072
TF17	1,4	0,964	0,193	0,622
TF19	1,4	0,885	0,177	0,055
TF20	0,8	0,915	0,060	0,050

Nota: Para estos cálculos la gravedad tiene un valor de 9.8 (m/s²)

Tabla 4-3. Calculo cinemático del número de Froude (Fr) de la pierna sin prótesis.

SUJETO	VELOCIDAD (m/s)	LONGITUD SEGMENTO (m)	N. FROUDE	DESVIACIÓN ESTANDAR LS (m)
TF05	0,8	0,829	0,054	0,056
TF06	0,8	0,809	0,053	0,051
TF07	1,4	0,967	0,193	0,058
TF09	0,8	0,881	0,057	0,529
TF10	0,8	0,858	0,056	0,049
TF12	0,8	0,923	0,060	0,060
TF13	1,4	0,997	0,199	67,683
TF16	1,4	0,930	0,186	0,056
TF17	1,4	0,942	0,188	0,066
TF19	1,4	0,870	0,174	0,058
TF20	0,8	0,924	0,060	0,049

Nota: Para estos cálculos la gravedad tiene un valor de 9.8 (m/s²)

4.4 Validación del modelo musculo-esquelético:

Cuando se verifico que el modelo cargaba se forma correcta con cada uno de los componentes de la prótesis en OpenSim (Ilustración 4-6), se procedió a renombrar los marcadores a conveniencia del modelo desde Mokka (Ilustración 4-7).

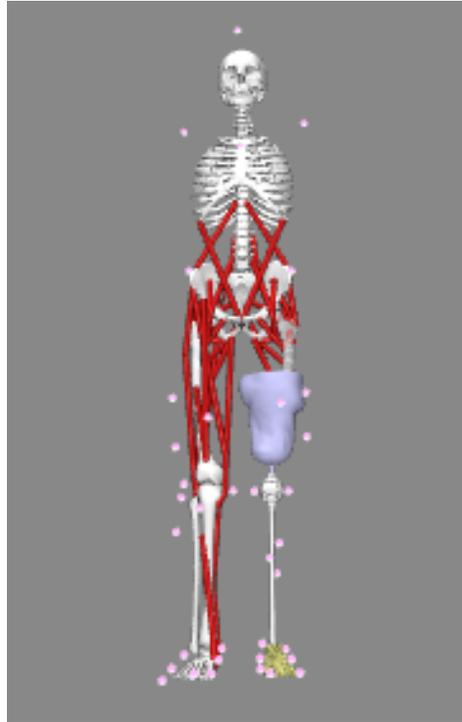


Ilustración 4-6. Resultado del modelo creado con OpenSim con prótesis transfemoral diseñada en SolidWorks integrada. **Fuente:** Autoría propia

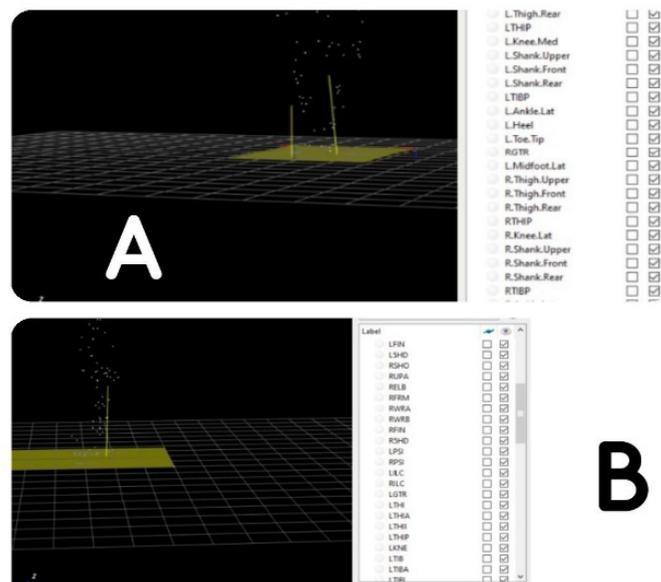


Ilustración 4-7. Vista desde Mokka A) Nombre de los marcadores empleados en el modelo. B) Nombre de los marcadores según el archivo de la base de datos. **Fuente:** Autoría propia

Para poder cargar el movimiento, se tuvo que escalar el modelo con un archivo estático, obteniendo como resultado un segundo modelo con las características físicas del sujeto

que realizó el movimiento (Ilustración 4-8-A), se le cargó un archivo cinemático de marcha normal (Ilustración 4-8-B) y uno de marcha protésica de 2 sujetos escogidos al azar que representaban un miembro amputado izquierdo (Ilustración 4-8-C) y un miembro amputado derecho (Ilustración 4-8-D).

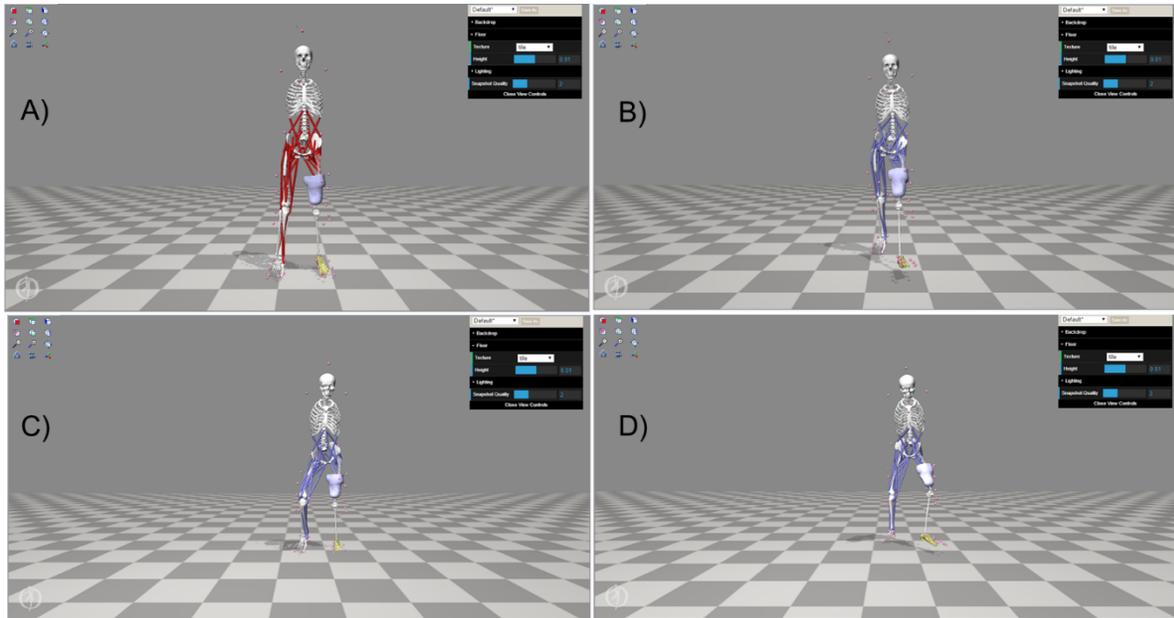


Ilustración 4-8. A) Modelo de amputación transfemoral escalado. B) Modelo Transfemoral con el movimiento de marcha normal. C) Modelo para el sujeto TF06. D) Modelo para el sujeto TF07. **Fuente:** Autoría propia

Ya con el modelo montado en OpenSim con los respectivos movimientos se pueden generar las gráficas. En la (Ilustración 4-9) se muestra el comportamiento de las articulaciones de cadera y rodilla desde Matlab para el sujeto TF06

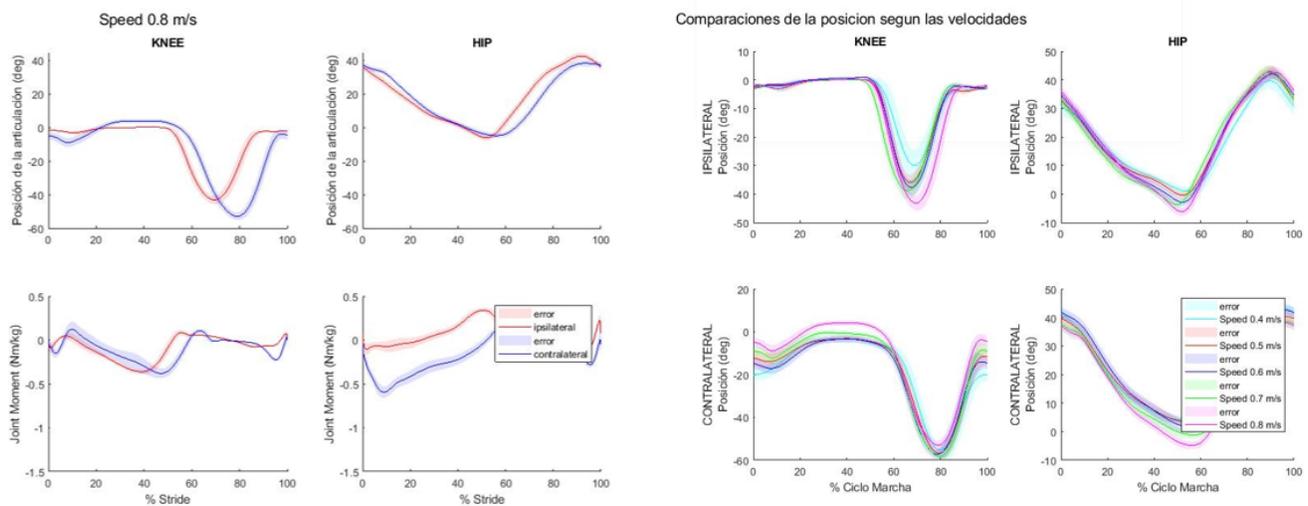


Ilustración 4-9. Resultados gráficos de las articulaciones de rodilla y cadera arrojados según la base de datos para el sujeto escogido en el proceso de validación. **Fuente:** Ejecución código Matlab de la base de datos

Se realizó una comparación de comportamiento entre las extremidades, para la (Ilustración 4-11) se observó el comportamiento de la cadera derecha e izquierda con respecto normal.

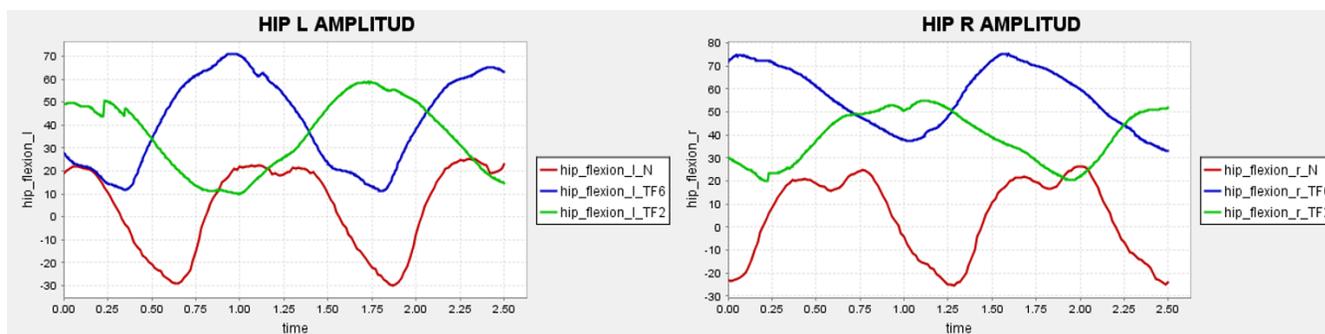


Ilustración 4-10. Resultados gráficos obtenidos desde OpenSim con vista de la flexión de cadera. A) Sujeto de marcha protésica amputación izquierda vs amputación derecha vs marcha normal derecha. B) Sujeto de marcha protésica amputación izquierda vs amputación derecha vs marcha normal izquierda. Fuente: Autoría propia

Se realizó una comparación de comportamiento entre las extremidades, para la (Ilustración 4-12) se observó el comportamiento de la rodilla derecha e izquierda con respecto a la normal.

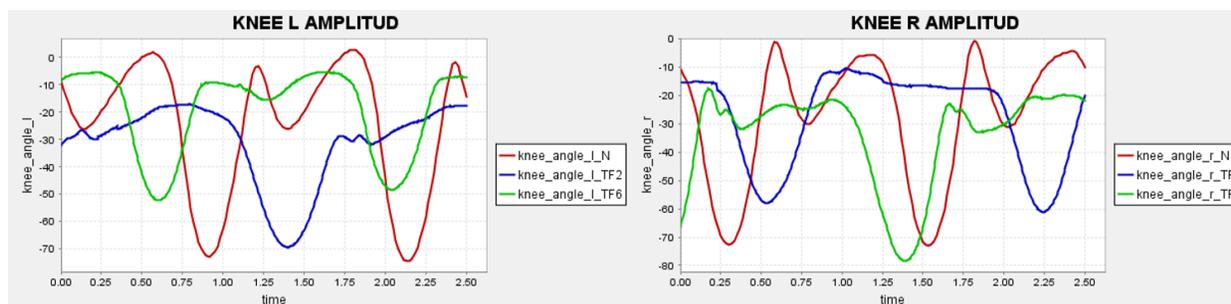


Ilustración 4-11. Resultados gráficos obtenidos desde OpenSim con vista de la articulación de la flexión de la rodilla. A) Sujeto de marcha protésica amputación izquierda vs amputación derecha vs marcha normal derecha. B) Sujeto de marcha protésica amputación izquierda vs amputación derecha vs marcha normal izquierda. Fuente: Autoría propia

Adicionalmente se realizaron las gráficas de la comparación entre el comportamiento de la cadera y rodilla de un sujeto normal y el miembro amputado de los participantes del estudio seleccionados para la validación.

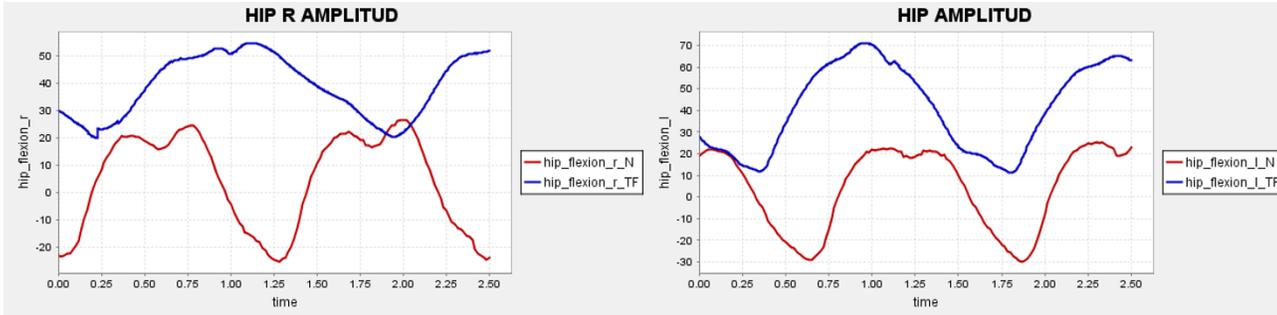


Ilustración 4-12. Visualización del comportamiento de la cadera. A la izquierda se encuentra el sujeto con amputación transfemorales derecha (azul) vs sujeto normal (rojo) y en la derecha se encuentra el sujeto con amputación transfemorales izquierda (azul) vs sujeto normal (rojo). **Fuente:** Autoría propia

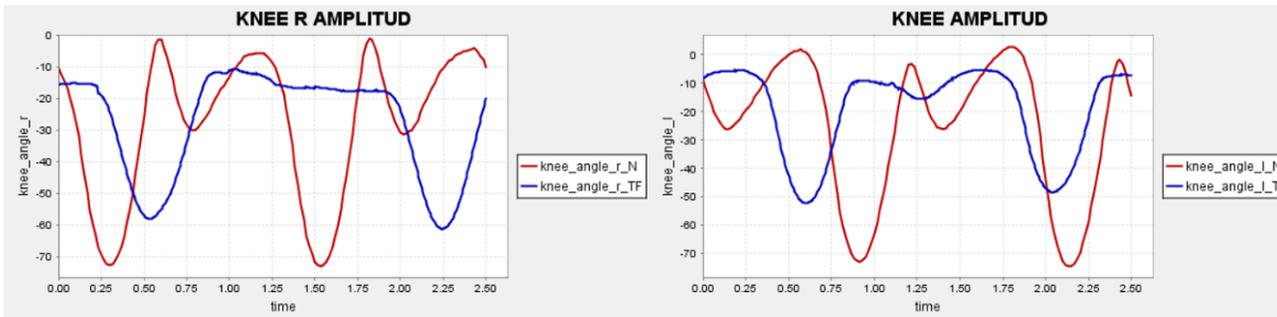


Ilustración 4-13. Visualización del comportamiento de la rodilla. A la izquierda se encuentra el sujeto con amputación transfemorales derecha (azul) vs sujeto normal (rojo) y en la derecha se encuentra el sujeto con amputación transfemorales izquierda (azul) vs sujeto normal (rojo). **Fuente:** Autoría propia

Por medio de las gráficas de OpenSim se determinó la amplitud articular máxima para la cadera durante la flexo-extensión (Ilustración 4-15) y la rodilla durante la flexión (Ilustración 4-16) y se registraron en (Tabla 4-4).

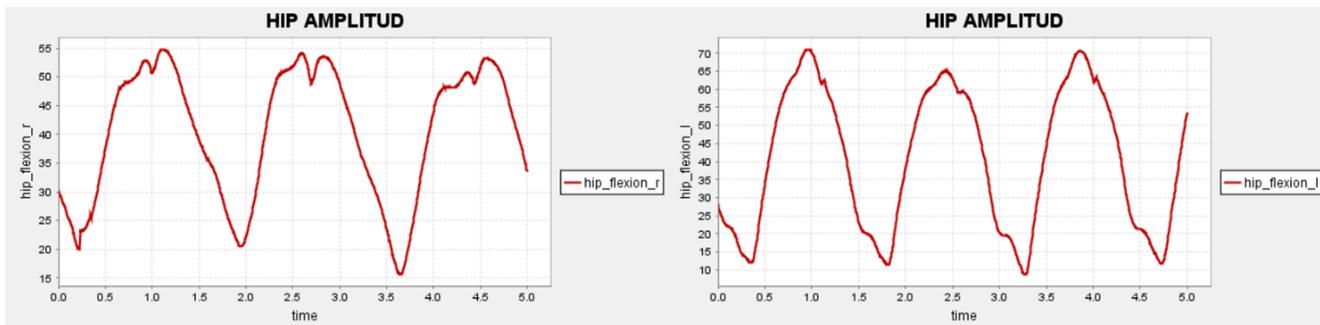


Ilustración 4-14. Gráfica del rango de posición de la cadera. A la izquierda se encuentra el sujeto con amputación transfemorales derecha y en la derecha se encuentra el sujeto con amputación transfemorales izquierda. **Fuente:** Autoría propia

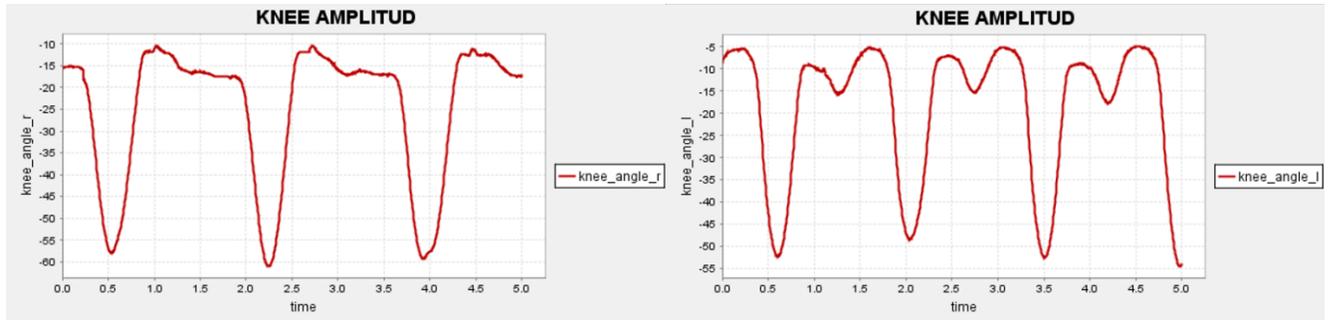


Ilustración 4-15. Grafica del rango de posición de la cadera. A la izquierda se encuentra el sujeto con amputación transfemoral derecha y en la derecha se encuentra el sujeto con amputación transfemoral izquierda. **Fuente:** Autoría propia

Tabla 4-4. Valores registrados para la amplitud articular de los miembros amputados donde se encuentra el dispositivo protésico.

CODIGO SUJETO	ARTICULACIÓN	AMPLITUD TOTAL (°)
TF06	RODILLA	43
TF02		52

CODIGO SUJETO	ARTICULACIÓN	AMPLITUD TOTAL (°)
TF06	CADERA	35
TF02		40

4.4.1 Cálculos

Desde Mokka se visualizaron nuevamente los videos en formato .trc de los sujetos que presentaban amputación de miembro izquierdo. De los videos se tomaron 2000 Frames que representan según la conversión a Tiempo realizada por Mokka equivale a 10 segundos aproximadamente, teniendo esta información se procedió a contar el número de pasos que el sujeto era capaz de dar en este tiempo, esta información se consignó en la (Tabla 4-5) y fue útil para hallar la cadencia, por otra parte, también se estimó la longitud de zancada teniendo en cuenta la altura de cada sujeto y su longitud de paso (Tabla 4-6).

Tabla 4-5. Cálculo de la cadencia de los participantes del estudio realizado para la base de datos.

Código Sujeto	No. Pasos	Tiempo (s)	Cadencia (Pasos/min)	Clasificación
TF05	17	10	102	Confortable
TF06	14	10	84	Lenta - Confortable

TF07	19	10	114	Rápida
TF09	14	10	84	Lenta - Confortable
TF10	15	10	90	Confortable
TF12	15	10	90	Confortable
TF13	18	10	108	Confortable – Rápida
TF16	20	10	120	Rápida
TF17	19	10	114	Rápida
TF19	19	10	114	Rápida
TF20	15	10	90	Confortable

Tabla 4-6. Cálculo de longitud de zancada para la velocidad máxima.

Código Sujeto	Altura (m)	Longitud de paso (m)	Longitud de zancada Aprox.(m)
TF05	1,65	0,685	1,370
TF06	1,70	0,706	1,411
TF07	1,91	0,793	1,585
TF09	1,70	0,706	1,411
TF10	1,65	0,681	1,363
TF12	1,83	0,759	1,519
TF13	1,88	0,780	1,560
TF16	1,80	0,747	1,494
TF17	1,91	0,793	1,585
TF19	1,60	0,661	1,322
TF20	1,78	0,739	1,477

5. Discusión de resultados

Cuando se habla de diseños y apariencia de los modelos, es válido comentar que todo el cuerpo humano se puede representar como un conjunto de cilindros (Soto & Gutierrez, 2010) esta figura geométrica facilita la extracción y el diseño de segmentos. La geometría preferida para la implementación de la prótesis fue el cilindro para el socket y pílón y el triángulo para el pie. La implementación de este tipo de componentes requieren de tiempo y destreza para crear modelos como los utilizados en (Liu et al., 2014) (Luengas Contreras et al., 2018) (Chen et al., 2020) para estudios de marcha.

La implementación de estas piezas en Simulink se muestran como un diagrama de bloques el cual requiere que todos sus componentes estén en el mismo sitio donde se encuentran los archivos originales de SolidWorks porque de lo contrario no se realiza de forma completa la relación entre segmentos, lo que dificultará la simulación de movimiento.

Al momento de determinar la longitud del segmento (Ilustración 4-5) se evidencio que la diferencia gráficamente entre piernas es mínima, adicionalmente al comparar una misma pierna de un sujeto en distintas velocidades, se observó que existe una diferencia entre que viene dada por milímetros.

De acuerdo con los estudios reportados por la literatura, el número de Froude presenta un valor único y se recomienda que no debe ser superior a 0.45, ya que numero superiores a este valor indican una transición entre caminar y trotar (Yoo et al., 2016). Para este estudio se calculó el número de Froude para el miembro sano y el miembro amputado, donde se observó que existía una diferencia mínima dada por milésimas para estos dos segmentos. Se evidencia que el sujeto con mayor número de Froude está en el nivel K3, este es TF13, quien para la (Tabla 4-2) tiene un valor de 0,202 y para la (Tabla 4-3) es de 0.199, sin embargo, no sobrepasa el valor referencia dado por la literatura, lo cual indica que por más que este tenga una alta velocidad el sujeto camina de forma natural y sin afán. Teniendo en cuenta que lo sujetos no sobrepasaron el estándar literario, ante el campo visual de la rehabilitación los participantes aparentan una marcha normal sin transiciones.

En el momento en que se corren las simulaciones tanto de OpenSim como de Mokka se evidencia que algunos sujetos aún tienen dificultades para caminar con su prótesis (Fiser et al., 2010), esto se puede relacionar con factores psicológicos, con la experiencia que tengan caminado en una banda, o con el tiempo que lleven manipulando la prótesis, sin embargo, es de resaltar que cuando se mira la simulación de OpenSim a detalle se nota como el sujeto con marcha protésica presenta mayor movimiento de la cadera hacia donde no se encuentra su miembro amputado, esto debido a que el cuerpo debe igualar la distribución de cargas (Kia et al., 2014) y generar estabilidad a la hora de dar el paso, por esto mismo, es que los socket se diseñan bajo medida, así el vacío generado al dar el paso no es tan notorio.

Al mirar la (Ilustración 4-10) se puede ver como el comportamiento de la articulación de la cadera a una sola velocidad (la máxima soportada por el sujeto TF06) es semejante para los segmentos ipsilateral como contralateral del sujeto con amputación transfemoral, mientras la rodilla presenta una disminución en amplitud para el segmento ipsilateral, lo cual se puede asociar al tipo de prótesis que posea el paciente.

Dando seguimiento a lo mostrado en la (Ilustración 4-9) se dice que una velocidad de 0.8 m/s el sujeto TF06 tiene un comportamiento similar para la articulación de la cadera de ambas piernas, por otra parte, la rodilla en la fase de apoyo se comporta de manera semejante a la rodilla contralateral (sana), pero al llegar a la fase de balanceo, todo cambia, pues el miembro ipsilateral muestra un máximo en el 70% del ciclo mientras el segmento contralateral lo presenta en el 80%, adicional a esto, la amplitud articular es mayor para el miembro sano y equivale aproximadamente a 40° lo que va acorde a la flexión de rodilla.

En la (Ilustración 4-10) (Ilustración 4-11) se encuentran tres líneas de colores distintos, cada una representa un mismo segmento para sujetos diferentes, este segmento es ipsilateral o contralateral según el lugar de la amputación del sujeto, los sujetos se identificarán de la siguiente manera: paciente de marcha normal (**sujeto 1**), paciente de marcha protésica izquierda (**sujeto 2**) y paciente de marcha protésica derecha (**sujeto 3**).

La (Ilustración 4-9) permite ver el comportamiento de la cadera tanto en el lado derecho como izquierdo, es en esta gráfica se evidencia que las personas con alguna amputación cuentan con mayor amplitud articular. En la imagen de la derecha se resalta la línea verde perteneciente a **3** que con respecto a **1** presenta un desfase y un periodo de tiempo más amplio, mientras que en la gráfica de la izquierda se debe mirar la línea azul que pertenece a **2**, esta tiene un ligero temblor, lo que se relacionaría con rigidez que se ve que tiene el

sujeto a la hora de dar el paso, así mismo, **2** presenta un desfase con respecto a **1** de aproximadamente 15° .

De acuerdo con la (Ilustración 4-10) la rodilla es la articulación con mayor movimiento durante la marcha, en la gráfica de la izquierda se ve como **2** representado por la línea verde al inicio del ciclo tiene un desfase con respecto a **1** de 90° , mientras que en la segunda mitad del ciclo este desfase se nivela con **1**, haciendo que la amplitud de articular se disminuya aproximadamente a la mitad, por otra parte, en la gráfica de la derecha se observa el comportamiento de **3** en color azul, el cual presenta un desfase al inicio del ciclo de $\pm 15^\circ$, mientras que en la segunda mitad del ciclo este desfase se convierte en uno de 90° , además de esto, se ve que durante la transición en la mita del ciclo hay un ligero temblor y una gran disminución en el ángulo.

Para la (Ilustración 4-14) se tomó el pico más alto, con el cual se determinó la amplitud articular, para la cadera de **3**, se puede mencionar que durante la flexo-extensión maneja un ángulo de 40° , el cual sobrepasa lo establecido por la literatura para marcha normal, pero está dentro del rango registrado en marcha protésica, por lo cual se puede decir que este sujeto aún no está 100% adaptado a su prótesis y por ello sobrepasa los valores normales, en la gráfica de la derecha se encuentra **2** quien tiene unos ligeros picos que se podrían asocia con ruido, adicional a esto, presenta una amplitud de 55° que se ubica fuera del rango de referencia para los sujetos normales.

En la (Ilustración 4-15) de igual forma se tomó el pico más alto para determinar la amplitud articular de la rodilla, la gráfica de la izquierda muestra a **3**, con una amplitud articular de 50° aproximadamente, además de un temblor leve durante la extensión, en la derecha se tiene a **2**, quien tiene un comportamiento peculiar a la hora de realizar la extensión, pues se ve un doble pico que puede asociarse a un cambio de fase de la marcha (Rutherford et al., 2018) o algún mecanismo en el tipo de rodilla que tenga la prótesis de este sujeto, la amplitud articular es de 43° aproximadamente, lo que indica que el movimiento es un poco rigidito ya que está por debajo de lo plasmado en la literatura.

Al comparar toda la información de las gráficas previamente comentadas con la (Ilustración 4-9) se evidencia que con respecto a la amplitud de la rodilla no hay mucha diferencia situación similar a lo reportado en la comparación realizada por (Koopman et al., 2016), pero en cuanto a la amplitud de la cadera las gráficas si presentan una diferencia considerable, de $\pm 15^\circ$ entre los resultados arrojados por Matlab y los obtenidos por OpenSim, lo cual muestra que el sistema es parcialmente confiable y permite ver un comportamiento semejante ante distintas variables cinemáticas.

Acerca de la longitud de paso se puede comentar, que los valores obtenidos para los sujetos con amputación transfemoral izquierda están dentro de los valores promedio de marcha normal para cada género (las mujeres 67 cm y 76,2 cm para el hombre), al tener este valor claro se pudo determinar la longitud de zancada, esta arrojó que la mayoría de sujetos en estudio tienen una zancada normal, sin embargo, existían 3 hombres y 1 mujer que superaban los valores promedio para cada género (para las mujeres 1,34 m y 1,52 m para el hombre), esto puede deberse a que la altura de los sujetos está por encima del promedio. Por otro lado, cabe resaltar que cuando se determinó la longitud de zancada por Mokka está fue tomada como la distancia entre talón (RHEE) y talón (LHEE), este valor se multiplicó por 2, obteniendo como resultado un valor distinto para todos los sujetos analizados, comparando esos dos resultados se notaron diferencias, pero están son debidas a que la posición de los marcadores puede no ser simétrica.

Este proyecto se diferencia de los reportados por la literatura (Castellanos, 2015) (Mohamed, 2018) por tener un modelo en OpenSim transfemoral con el fémur amputado, la interpretación de variables como cadencia y longitud de zancada, además de emplear una bases de datos para la validación del modelo.

6. Conclusiones, recomendaciones y trabajo futuro

6.1 Conclusiones

A pesar de que se tuvo que completar con otros softwares por incompatibilidad de formatos, se puede concluir que la elección de software (SolidWorks) fue acertada, y a esto no afectó el estado de la aplicación final.

En cuanto a la utilización de bases de datos se puede decir que facilitan las validaciones o comparaciones, aunque consumen más tiempo ya que se debe interpretar el protocolo y procesamiento de datos realizado por otros. El uso de bases de datos, hacen que el estudio se convierta casi en su totalidad en un sistema casi In-Silico.

La creación del modelo fue exitosa, porque se obtuvo un modelo de simulación funcional con prótesis transfemoral y un fémur cortado dentro de los rangos de clasificación transfemoral, además de que permitió mostrar gráficamente el comportamiento de la amplitud articular, adicionalmente porque permite mirar datos tanto de marcha normal como protésica sin importar la lateralidad.

Los cálculos realizados sobre valores de longitudes no se pueden considerar estándares ni siquiera para un mismo sujeto, dado que los marcadores pueden deslizarse durante el movimiento, o caerse en el proceso de captura o por error humano no tienden a quedar simétricos, lo que genera una desviación estándar y posibles variaciones en las medidas.

Los sistemas que permiten ver una simulación de marcha protésica son más reveladores en personas que lleva poco tiempo con la prótesis o las que tuvieron una amputación bastante traumática, esto debido a que aún tienen rigidez en su miembro, lo que hace que

se vea como un movimiento forzado y no natural, este factor a su vez afecta la velocidad que es capaz de tolerar cada persona.

La amplitud articular de la simulación gráfica para el amputado de miembro derecho es con respecto al sujeto de marcha normal más desajustada que la del amputado de miembro izquierdo. Para el amputado de miembro inferior izquierdo no hay una diferencia considerable para el comportamiento de la cadera, por lo que se dice que tiene una flexo-extensión normal.

Al realizar la comparación visual de los resultados obtenidos por Matlab y OpenSim con la literatura, se puede decir, que el sistema creado en OpenSim es fiable, dado que en términos de comportamiento las articulaciones rodilla y cadera presentan un rango de valores similar e identificativo con lo registrado, además que permite ver de forma clara la fase de la marcha en la que se desarrolla, y en relación a la estandarización de variables para este tipo de marcha, se estima que no existe un rango de valores fijo para este tipo de personas ya que sus rangos pueden verse afectados por distintos factores como lo es el tiempo de adaptación a la prótesis, el nivel de amputación transfemoral, el estado psicológico, entre otros, es decir, que la forma más adecuada para lograr esto sería por medio de modelos personalizados.

6.2 Recomendaciones

Para realizar trabajos similares a este se recomienda tener un computador con buenas especificaciones técnicas, para poder correr todos los programas en un mismo sistema, mínimo debe constar de una memoria RAM de 16GB, un disco duro de 500GB, una tarjeta gráfica. Por otra parte, se aconseja verificar el tipo de formato de las extensiones de exportación (mayúsculas y minúsculas) para evitar errores de lectura entre programas por falta de compatibilidad entre extensiones. Así mismo, realizar una revisión sobre la homogeneidad entre los sistemas de coordenadas X, Y, Z de OpenSim con respecto al programa que se emplee para la transformación de los datos cinemáticos. En cuanto al modelo, se sugiere poner marcadores de respaldo para evitar la oclusión y así poder estudiar a fondo todas las articulaciones que actúan en la marcha.

6.3 Trabajos futuros

Para futuras no muy lejanas oportunidades se podrían realizar pruebas estadísticas como t-student o Kolmogorov-Smirnov para determinar el nivel de significancia entre la marcha normal y protésica, por otro lado, construir prótesis con mejor tecnología a la empleada para este trabajo tanto para la rodilla (tipo bisagra), como para el pie. Además, se podrían añadir al análisis gráficas tipo ciclogramas para identificar alteraciones en la amplitud articular de los miembros inferiores. Así mismo, implementar electrodos de superficie en los pacientes para captar la activación muscular de los pacientes mientras realizan un ciclo de marcha. Se pueden incluir nuevos parámetros a calcular a partir de los datos de la marcha para cuantificar asimetrías. También intentar identificar si existe diferencia alguna entre las fases de la marcha por la activación muscular o también identificar si existe alguna actividad en el muñón o si se pierde toda la activación al cortar las fibras, así mismo, se puede estudiar la relación que esta tiene con la prótesis, también se podría analizar las fuerzas que se ejercen en cada paso incluyendo plataformas de fuerza.

7. Referencias

A. I. A. Mendoza, T. J. B. Santamaria, V. G. Urrego, J. P. R. Restrepo, and M. C. Z. García, "Marcha: descripción, métodos, herramientas de evaluación y parámetros de normalidad reportados en la literatura. (Gait: description, methods, assessment tools and normality parameters reported in the literature)," *CES Mov. Salud*, vol. 1, no. 1, pp. 29–43, 2013.

Alanís, M. G. T., Marioni, S. S., Ocañas, C. E. E., Daniel, S., Menchaca, H. R. M., & Silva, G. R. (2012). Síndrome del miembro fantasma, dolor real. *Revista médica MD*, 4(1), 33-37. Análisis de la marcha: sus fases y variables espacio-temporales. (2011). *Entramado*, 7(1), 160–173.

Araujo, N.L. Diseño conceptual de una prótesis para amputación transfemoral. Tesis de licenciatura. Universidad Autónoma de Occidente. (pp.34-36). Santiago de Cali, Colombia 2012.

Arellano-González, J. C., Medellín-Castillo, H. I., & Cervantes-Sánchez, J. J. (2019). Identificación y análisis de los parámetros biomecánicos utilizados para la evaluación de la marcha humana normal y patológica. *Memorias Del XXV Congreso Internacional Anual de La SOMIM*, 1–9. <http://somim.org.mx/memorias/memorias2019/mecteo.html>

Ascencio, O., Gómez, D., Espejo, A. y Martín, P. (2007). Diseño y modelamiento de pie para prótesis transfemoral con sistema de amortiguación. *Revista Épsilon*. 9. 7-18.

Astudillo, A. C. (2013). Indicaciones del ultrasonido musculoesquelético diagnóstico. *Revista Médica Clínica Las Condes*, 24(1), 88-97.

Bañol, S. M., Briceño, D. C., Parra, S. M., Rodríguez, A., & Rojas, M. J. (2003). Paciente amputado de miembro inferior: Necesidades físicas, emocionales y sociales insatisfechas. *Revista Repertorio de Medicina y Cirugía*, 12(3), 144-150.

Bateni H, Olney SJ. Kinematic and kinetic Variations of Below-Knee Amputee Gait. *Prosthet Orthot Int.* 2002;1:2-10.

Belda, C. F. (2009). Los modelos de simulación: una herramienta multidisciplinar de investigación. 1–11.

Ben T.van Oeveren, Cornelis J. de Ruiter, Peter J. Beek y Jaap H. van Dieën (2021) La biomecánica de los estilos de carrera y carrera: una síntesis, *Biomecánica deportiva*, DOI: [10.1080 / 14763141.2021.1873411](https://doi.org/10.1080/14763141.2021.1873411)

Beret, J. A., Crespo, M., Formento, P. C., & Ravera, E. P. (2018). Musculoesqueléticos ante variaciones en parámetros. *XXXVI*, 6–9.

Britos, E., Politti, J. C., & Herrera, M. C. (2018). Simulation of human gait using real data in a computational exoskeleton model for lower limb. *22(4)*, 15–20.

Carracedo, J. (2019). Thermoregulation in Male Endurance Runners: Role of Skin Temperature during an Incremental Maximal Exercise Test. 1–3.

Cadena Vasco, A. S. (2016). Recuperación Funcional y Muscular del Dedo Medio, Anular y Meñique tras la Amputación Realizada hace 3 años del dedo Pulgar e Índice de la Mano izquierda, sin haber asistido a Rehabilitación durante este período (Bachelor's thesis, Universidad Técnica de Ambato-Facultad de Ciencias de la Salud-Carrera Terapia Física).

Cae, C. A. D. (2017). Desarrollo de una prótesis de rodilla para amputaciones transfemorales usando herramientas computacionales. Development of a knee prosthesis for transfemoral amputations using computational tools. April 2018. <https://doi.org/10.18273/revuin.v16n2-2017002>

Camargo, E., Luengas, L. A., & Garzón, E. Y. (2020). Modeling amputee gait: analogy of the triple inverted pendulum. *Revista Internacional de Métodos Numéricos para Cálculo y Diseño en Ingeniería*, 36(4).

Cano-de-la-Cuerda, R., Molero-Sánchez, A., Carratalá-Tejada, M., Alguacil-Diego, I. M., Molina-Rueda, F., Miangolarra-Page, J. C., & Torricelli, D. (2015). Teorías y modelos de control y aprendizaje motor. Aplicaciones clínicas en neurorrehabilitación. *Neurología*, 30(1), 32-41.

Carcache Mendoza, J. L. (2018). Elastografía en tiempo real como herramienta complementaria a la ecografía convencional en el estudio de lesiones malignas y musculoesqueléticas, en el Hospital Escuela Dr. Roberto Calderón Gutiérrez, 2017 (Doctoral dissertation, Universidad Nacional Autónoma de Nicaragua, Managua).

Cárdenas Borrero, A. F. (2017). Simulación de la marcha empleando un modelo de control neuromuscular (Bachelor's thesis, Universidad Autónoma de Occidente).

Carracedo, J. (2019). Thermoregulation in Male Endurance Runners: Role of Skin Temperature during an Incremental Maximal Exercise Test. 1–3.

Chen, Y., Xuan, B., Geng, Y., Ding, S., & Chen, L. (2020). Modeling and Control of Knee-Ankle-Toe Active Transfemoral Prosthesis. *IEEE Access*, 8, 133451–133462. <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2020.3010636>

Chica, E., Latorre, F., & Agudelo, S. (2010). Prótesis parcial fija: análisis biomecánico de tres alternativas de retención. *Revista Facultad de Odontología Universidad de Antioquia*, 21(2).

Correa, J. E., Ávila, C., López, G. P., Pinzón, C. P., & Rodríguez, M. G. (2003). Análisis computarizado de la marcha de amputados transfemoral unilateral con prótesis endoesquelética y exoesquelética. *Revista Ciencias de la Salud*, 1(2).

Damsgaard, M., Rasmussen, J., Christensen, S. T., Surma, E., & De Zee, M. (2006). Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody Modeling System. *Simulation Modelling Practice and Theory*, 14(8), 1100-1111.

Delp, S.L., Anderson, F.C., Arnold, A.S., Loan, P., Habib, A., John, C.T., Guendelman, E., Thelan, D.G. (2007). OpenSim: Open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol 55, pp 1940-1950.

Diamond, L. E., Wrigley, T. V., Bennell, K. L., Hinman, R. S., O'Donnell, J., & Hodges, P. W. (2016). Hip joint biomechanics during gait in people with and without symptomatic femoroacetabular impingement. *Gait and Posture*, 43, 198–203. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.09.023>

Duarte, J. E., & Fernández Morales, F. H. (2005). La simulación por computador en investigación y desarrollo Computer simulation in research and development. 16, 106–114.

EFDeportes.com, Revista Digital. Buenos Aires, Año 18, Nº 188, Enero de 2014. <http://www.efdeportes.com/>

Elvira, J. L. L., García, F. J. V., Meana, M., & García, J. A. (2008). Análisis biomecánico del apoyo plantar en la marcha atlética: relación entre la huella plantar, ángulos de la articulación subastragalina y presiones plantares. *European Journal of Human Movement*, (20), 41-60.

Ferreira, F. F., Borges, G. A., Silva, L. D. R., Velôso, D. V., Barbin, T., & Mesquita, M. F. (2019). Biomechanical behavior of overdentures supported by different implant position and angulation using Micro ERA® system: a finite element analysis study. *Brazilian Journal of Oral Sciences*, 18, e191667-e191667.

Ferro, A. (1997). Análisis biomecánico de la técnica de la carrera en deportistas ciegos paralímpicos (Doctoral dissertation, Universidad Politécnica de Madrid).

Fiser, W. M., Hays, N. P., Rogers, S. C., Kajkenova, O., Williams, A. E., Evans, C. M., & Evans, W. J. (2010). Energetics of walking in elderly people: Factors related to gait speed. *Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences*, 65 A(12), 1332–1337. <https://doi.org/10.1093/gerona/glq137>

Font-Ilagunes, J. M., Alonso, F. J., & Vinagre, B. M. (n.d.). Diseño de una órtesis activa para ayuda a la marcha de lesionados medulares Asociación Española de Diseño de una órtesis activa para ayuda a la marcha de lesionados medulares. November 2014.

Flores, R. y Dorador, J. (2009). Diseño de una mano mecatrónica para prótesis. Memorias del XV Congreso Internacional Anual de la SOMIM, 223-232.

Galera-Zarco, C., & Opazo-Basáez, m. (2015). “A internet das coisas (iot) na gestão desportiva: principios, conceitos e aplicações internet de las cosas (iot) en la gestión deportiva: principios, conceptos y aplicaciones the internet of things (iot) in sport management: principles.”

Gomez Juan Sebastian. [DW Español]. (2021/Marzo/21). “Protesis Inteligentes ¿Cómo funcionan?”. Disponible en: <https://www.youtube.com/watch?v=JuZVqwprrE4>

Gómez, J. L. (2006). Las prótesis: Restauración del individuo. Ciencia y desarrollo, el conocimiento a tu alcance. Rescatado de: <http://www.cyd.conacyt.gob.mx/196/Articulos/Lasprotesis/Lasprotesis01.htm>

Gómez, M. M. (2015). Modelos teóricos de la causalidad de los trastornos musculoesqueléticos. Ingeniería Industrial. Actualidad y Nuevas Tendencias, 4(14), 85-102.

González, P. M. (2016). Anthropometric, functional and foot trajectory determinants of stride length in self-reliant community-dwelling elderly persons in Talca, Chile. *Revista Brasileira de Geriatria e Gerontologia*, 19(3), 495–505. <https://doi.org/10.1590/1809-98232016019.150049>

Grosso, J.M. y Tibaduiza, D. (2009) Diseño conceptual de un exoesqueleto para asistir la rehabilitación de miembro inferior. Revista UNAB – II Congreso Internacional de Ingeniería Mecatrónica. 1(1), 1-6.

Guzhñay A, Calle L., (2015), Diseño y construcción de prótesis de miembro inferior monitoriado desde un computador personal, Universidad Politécnica Salesiana sede cuenta, Ecuador.

H. Garrahan,(2014). "Países usan implantes fabricados con impresora 3D". [Online]. Available: <https://www.minutouno.com/notas/335021-cada-vezmas-paises-usan-implantes-fabricados-impresora-3d>.

Herrero, A. (2017). Estudio de los parámetros espaciales de la marcha en la población anciana española y su asociación con resultados adversos de salud. Universidad Internacional de Cataluña, 164.

Izquierdo, T. G. (2007). Bases teóricas y fundamentos de la fisioterapia. Ed. Médica Panamericana.

J. D. Lesmes, (2007) "Examen de la marcha," Eval. Clínico-Func. Mov. Corpor. Hum., p. 259.

José, V. M., Dra, E., & Dra, S. D. G. (2014). Niveles de amputación en extremidades inferiores: repercusión. Revista Médica Clínica Las Condes, 25(2), 276–280. [https://doi.org/10.1016/S0716-8640\(14\)70038-0](https://doi.org/10.1016/S0716-8640(14)70038-0)

Kaltenborn F. Fisioterapia manual extremidades. 2ª ed. Madrid: McGraw Hill Interamericana; 2004.

Kia, M., Stylianou, A. P., & Guess, T. M. (2014). Evaluation of a musculoskeletal model with prosthetic knee through six experimental gait trials. *Medical Engineering and Physics*, 36(3), 335–344. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2013.12.007>

Knudson, D. (2007). Fundamentals of biomechanics. Springer Science & Business Media.

Koopman, B., Van Asseldonk, E. H. F., & Van Der Kooij, H. (2016). Estimation of Human Hip and Knee Multi-Joint Dynamics Using the LOPES Gait Trainer. *IEEE Transactions on Robotics*, 32(4), 920–932. <https://doi.org/10.1109/TRO.2016.2572695>

Lara M. Coyne, Micheál Newell, Marco J.M. Hoozemans, Andrew Morrison & Susan J. Brown (2021) Marker location and knee joint constraint affect the reporting of overhead squat kinematics in elite youth football players, *Sports Biomechanics*, DOI: [10.1080/14763141.2021.1890197](https://doi.org/10.1080/14763141.2021.1890197)

Limbs, A. L., On, I., Patient, T. H. E., & Performance, F. (2018). Niveles De Amputación En Extremidades Inferiores : Repercusión Amputation Level in Lower Limbs : Impact on the Patient ' S Future Performance. 25(2), 276–280.

Liu, M., Zhang, F., Datseris, P., & Huang, H. (Helen). (2014). Improving Finite State Impedance Control of Active-Transfemoral Prosthesis Using Dempster-Shafer Based State Transition Rules. *Journal of Intelligent and Robotic Systems: Theory and Applications*, 76(3–4), 461–474. <https://doi.org/10.1007/s10846-013-9979-3>

Luengas Contreras, L. A., Camargo Casallas, E., & Guardiola, D. (2018). Modeling and simulation of prosthetic gait using a 3-D model of transtibial prosthesis. *Modeling and Simulation of Prosthetic Gait Using a 3-D Model of Transtibial Prosthesis*, 16(1), 82–100. <https://doi.org/10.12804/revistas.urosario.edu.co/revsalud/a.6492>

Ma, D. O., & Zhang, L. (2020). Study of the Froude Number for Human Locomotion in Space Environment.

Márquez, G. (2003). El amor en los tiempos del cólera. Vintage Español.

Medicina, S., Cubana, D. R., Raidel, A., Ramos, L. O., & Baryolo, A. D. (2005). Rehabilitación del Amputado de Miembro Inferior.

Meoli, A. (2015). A multiscale model of cardiac biomechanics to simulate surgical procedures in patients affected by hypoplastic heart syndrome.

Mohamed, A. (2018). *Modeling and Simulation of Transfemoral Amputee Gait*. October 2018, 1–307.

<https://unbscholar.lib.unb.ca/islandora/object/unbscholar%3A9608/datastream/PDF/view>

Moissenet, F., Leboeuf, F., & Armand, S. (2019). Lower limb sagittal gait kinematics can be predicted based on walking speed, gender, age and BMI. *Scientific Reports*, 9(1), 1–12.

<https://doi.org/10.1038/s41598-019-45397-4>

Muñoz-Cardona, J. E., Henao-Gallo, O. A., & López-Herrera, J. F. (2013). Sistema de Rehabilitación basado en el Uso de Análisis Biomecánico y Videojuegos mediante el Sensor Kinect.

Neptune RR. Computer modeling and simulation of human movement. Applications in sport and rehabilitation. *Phys Med Rehabil Clin N Am*. 2000 May;11(2):417-34, viii. PMID: 10810769

Norton, K. (2007). Un breve recorrido por la historia de la protésica. *Revista Inmotion*, 15.

Olivier Girard, Siu Nam Li, Liam Hobbins, Joong Hyun Ryu y Peter Peeling (2021) Asimetrías de la marcha durante la carrera a intervalos regulados por percepción en hipoxia y normoxia, *Biomecánica deportiva*, DOI: [10.1080 / 14763141.2021.1900356](https://doi.org/10.1080/14763141.2021.1900356)

Pellizzer, E. P., Lemos, C. A., Almeida, D. A., de Souza Batista, V. E., Júnior, J. F. S., & Perry, J. (1990). Pathologic gait. *Instructional course lectures*, 39, 325-331.

Piazza J, Delp S. Three Dimensional Dynamic Simulation of Total Knee Replacement Motion during a Step-Up Task. *J Biomech Eng*. 2001;123:599-606

Presotto, A. G. C., Bhering, C. L. B., Caldas, R. A., Consani, R. L. X., Barão, V. A. R., & Mesquita, M. F. (2018). Photoelastic and finite element stress analysis reliability for implant-

supported system stress investigation. *Brazilian Journal of Oral Sciences*, 17, e181097-e181097.

Price, M. A., & Laprè, A. K. (2019). A Model - Based Motion Capture Marker Location Refinement Approach using A model - based motion capture marker location refinement approach using inverse kinematics from dynamic trials. November, 1–13. <https://doi.org/10.1002/cnm.3283>

Quiroz, C. Q., & Zapata, A. J. (2015). Estudio descriptivo de condiciones del muñón en personas usuarias de prótesis de miembros inferiores. Descriptive study of stump's conditions to users of lower limb prosthetics. 25(2), 94–103.

Robbins, S. M., Morelli, M., Martineau, P. A., St-Onge, N., Boily, M., Dimentberg, R., & Antoniou, J. (2019). A comparison of muscle activation and knee mechanics during gait between patients with non-traumatic and post-traumatic knee osteoarthritis. *Osteoarthritis and Cartilage*, 27(7), 1033–1042. <https://doi.org/10.1016/j.joca.2019.02.798>

Rodrigo, S. E., & Penisi, O. Modelación y simulación de la marcha humana normal y neuropatológica.

Roesler, H. (1987). The history of some fundamental concepts in bone biomechanics. *Journal of biomechanics*, 20(11-12), 1025-1034.

Rutherford, D. J., Moreside, J., & Wong, I. (2018). Differences in Hip Joint Biomechanics and Muscle Activation in Individuals With Femoroacetabular Impingement Compared With Healthy, Asymptomatic Individuals: Is Level-Ground Gait Analysis Enough? *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 6(5), 1–10. <https://doi.org/10.1177/2325967118769829>

Salazar Salgado, S. (2012). Alineación en prótesis de miembro inferior por encima de rodilla.

Sanabria, J. J., & Archila, J. F. (2011). Detección y análisis de movimiento usando visión artificial. *Scientia et Technica*, 16(49), 180-188.

Seth, A., Hicks J.L., Uchida, T.K., Habib, A., Dembia, C.L., Dunne, J.J., Ong, C.F., DeMers, M.S., Rajagopal, A., Millard, M., Hamner, S.R., Arnold, E.M., Yong, J.R., Lakshmikanth, S.K., Sherman, n M.A., Delp, S.L. (2018). OpenSim: Simulating musculoskeletal dynamics and neuromuscular control to study human and animal movement. *Plos Computational Biology*, 14(7).

Soto, V. ., & Gutierrez, M. (2010). Parámetros Inerciales Para El Modelado Biomecánico Del Cuerpo Humano. *European Journal of Human Movement*, 2(0), 169–189. <https://recyt.fecyt.es/index.php/ejhm/article/view/56122/33936>

Tribst, J. P. M., Dal Piva, A. M. D. O., Borges, A. L. S., & Bottino, M. A. (2018). Effect of implant number and height on the biomechanics of full arch prosthesis. *Brazilian Journal of Oral Sciences*, e18222-e18222.

Tribst, J. P. M., Dal Piva, A. M. D. O., Rodrigues, V. A., Borges, A. L. S., & Nishioka, R. S. (2017). Stress and strain distributions on short implants with two different prosthetic connections—an in vitro and in silico analysis. *Brazilian Dental Science*, 20(3), 101-109.

Tribst, J. P., Dal Piva, A. M., Borges, A. L., Anami, L. C., Kleverlaan, C. J., & Bottino, M. A. (2020). Survival Probability, Weibull Characteristics, Stress Distribution, and Fractographic Analysis of Polymer-Infiltrated Ceramic Network Restorations Cemented on a Chairside Titanium Base: An In Vitro and In Silico Study. *Materials*, 13(8), 1879.

Torrealba, R. R., Zambrano, L. A., Andara, E., Fernández-López, G., & Grieco, J. C. (2009). Medium-cost electronic prosthetic knee for transfemoral amputees: A medical solution for developing countries. *IFMBE Proceedings*, 25(9), 456–459. https://doi.org/10.1007/978-3-642-03889-1_122

Vaughan, C. L., & O'Malley, M. J. (2005). Froude and the contribution of naval architecture to our understanding of bipedal locomotion. *Gait and Posture*, 21(3), 350–362. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.01.011>

Verri, F. R. (2018). Biomechanical analysis of different implant-abutments interfaces in different bone types: An in silico analysis. *Materials Science and Engineering: C*, 90, 645-650.

Wang, W., Li, K., Yue, S., Yin, C., & Wei, N. (2017). Associations between lower-limb muscle activation and knee flexion in post-stroke individuals: A study on the stance-to-swing phases of gait. *PLoS ONE*, 12(9), 1–13. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0183865>

Watteyne, T., Augé-Blum, I., Dohler, M., & Barthel, D. (2007, June). Anybody: a self-organization protocol for body area networks. In *Proceedings of the ICST 2nd international conference on Body area networks* (pp. 1-7).

Willems, P., Meijer, K., & Poeze, M. (2015). *Gait Analysis and Functional Outcome*. 1879–1888.

Winter DA. Pathologic gait diagnosis with computer-averaged electromyographic profiles. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 1984 Jul;65(7):393-398.

Yamaguchi, G. T. (2005). *Dynamic modeling of musculoskeletal motion: a vectorized approach for biomechanical analysis in three dimensions*. Springer Science & Business Media.

Yoo, S.-H., Kim, J.-B., Ryu, J.-S., Yoon, S.-H., & Park, S.-K. (2016). Comparative Analysis of Gait Parameters and Symmetry between Preferred Walking Speed and Walking Speed by using the Froude Number. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 26(2), 221–228. <https://doi.org/10.5103/kjsb.2016.26.2.221>

Yuvaraj Ramasamy, Juliana Usman, Viswanath Sundar, Harley Towler & Mark King (2021) Kinetic and kinematic determinants of shuttlecock speed in the forehand jump smash performed by elite male Malaysian badminton players, *Sports Biomechanics*, DOI: 10.1080/14763141.2021.1877336

A. ANEXO A: TABLAS CON LOS RESPECTIVOS ANGULOS DE LAS ARTICULACIONES

Cadera (Tabla 7-1)

Tabla 7-1. Movimientos con respectivos ángulos para la articulación de la cadera.

MOVIMIENTO	RANGO DE MOVILIDAD (°)
Flexión	0 – 125
Extensión	115 – 0
Hiperextensión	0 – 15
Abducción	0 – 45
Aducción	45 – 0
Rotación interna	0 – 45
Rotación externa	0 – 45

Rodilla (Tabla 7-2)

Tabla 7-2. Movimientos con respectivos ángulos para la articulación de la rodilla.

MOVIMIENTO	RANGO DE MOVILIDAD (°)
Flexión	0 – 130
Extensión	120 – 0

Tobillo (Tabla 7-3)

Tabla 7-3. Movimientos con respectivos ángulos para la articulación del tobillo.

MOVIMIENTO	RANGO DE MOVILIDAD (°)
Flexión plantar	0 – 50
Dorsiflexión	0 – 20

Pie (Tabla 7-4)

Tabla 7-4. Movimientos con respectivos ángulos para la articulación del pie.

MOVIMIENTO	RANGO DE MOVILIDAD (°)
Inversión	0 – 35
Eversión	0 – 25

B. ANEXO B: CLASIFICACION K-LEVELS

Medicare es el nombre que lleva un programa federal de seguro médico en Estados Unidos. Estableció los niveles de K (Tabla 7-5), también llamados Niveles de Clasificación Funcional de Medicare (MFCL), en 1995 como un medio para cuantificar la necesidad y el beneficio potencial de los dispositivos protésicos para los pacientes después de una amputación de miembros inferiores.

Tabla 7-5. Descripción de cada nivel de clasificación K

NIVELES	DESCRIPCION
K – 0	No presenta la capacidad o el potencial para deambular o trasladarse con o sin ayuda, y una prótesis no mejora la calidad de vida ni la movilidad.
K – 1	Cuentan con la capacidad o potencial de usar una prótesis para deambular en superficies niveladas. Se caracterizan por tener una cadencia fija.
K – 2	Se tiene la capacidad o el potencial de deambular con la capacidad de atravesar barreras ambientales de bajo nivel, como bordillos, escaleras o superficies irregulares.
K – 3	Gozan del potencial o capacidad para deambular con cadencia variable, es decir, tiene la habilidad de atravesar la mayoría de las barreras ambientales y puede tener una actividad vocacional, terapéutica o de ejercicio que exige el uso de prótesis más allá de la simple locomoción.
K – 4	Tiene la capacidad o potencial para realizar una deambulación protésica que excede las habilidades básicas de deambulación, exhibiendo altos niveles de impacto, estrés o energía.

Nota: La K es una letra arbitraria asignada por HCFA

C. ANEXO C: SEGMENTOS DE CODIGO EDITADOS

Inicialización del código (Ilustración 7-1) en esta parte del código se define la versión de OpenSim a partir de la cual podrá ser leído el modelo, el nombre que llevará, el valor de la gravedad que llevará el modelo, que al ser una simulación de un humano debe respetar el valor de 9,81 aproximadamente y sus coordenadas iniciales, es decir, se define cual será la tierra, en este caso se tomó como referencia el punto 0.

```

<length_units>metres</length_units>
<force_units>N</force_units>
<!--Acceleration due to gravity.-->
<gravity> 0 -9.80665 0</gravity>
<!--Bodies in the model.-->
<BodySet>
  <objects>
    <Body name="ground">
      <mass>0</mass>
      <mass_center> 0 0 0</mass_center>
      <inertia_xx>0</inertia_xx>
      <inertia_yy>0</inertia_yy>
      <inertia_zz>0</inertia_zz>
      <inertia_xy>0</inertia_xy>
      <inertia_xz>0</inertia_xz>
      <inertia_yz>0</inertia_yz>
      <!--Joint that connects this body with the paren
      <Joint />
      <VisibleObject>
        <!--Set of geometry files and associated att:
        <GeometrySet>

```

Ilustración 7-1. Segmento de inicialización del código, visto desde Notepad. **Fuente:** Autoría propia

Inserción del miembro “femur_l” (Ilustración 7-2) al cual se le cambio la geometría inicial dada por OpenSim por la geometría mencionada en la (Ilustración 4-2), es decir, se hizo la inserción del miembro amputado, respetando la masa, la inercia, el rango de posición para el centro de masa del segmento óseo, también en esta imagen se encuentra la relación de posición de este segmento con la articulación de la cadera, esto hace referencia al comportamiento que este tendrá con respecto a los movimientos que realiza la cadera (flexión, abducción).

En este mismo segmento de código, se encontrarán la instrucción <Visibleobject>, <GeometrySet> y <DisplayGeometry> allí es donde se inserta el archivo .stl y se acomoda

su posición mediante las coordenadas en los ejes X, Y, Z, también se encontrará el tamaño o escala que este maneja y el factor de opacidad.

```
<Body name="femur_1">
  <mass>9.3014</mass>
  <mass_center> 0 -0.17 0</mass_center>
  <inertia_xx>0.1339</inertia_xx>
  <inertia_yy>0.0351</inertia_yy>
  <inertia_zz>0.1412</inertia_zz>
  <inertia_xy>0</inertia_xy>
  <inertia_xz>0</inertia_xz>
  <inertia_yz>0</inertia_yz>
  <!--Joint that connects this body with the parent body.-->
  <Joint>
    <CustomJoint name="hip_1">
      <!--Name of the parent body to which this joint connects its owner body-->
      <parent_body>pelvis</parent_body>
      <!--Location of the joint in the parent body specified in the parent body-->
      <location_in_parent>-0.0707 -0.0661 -0.0835</location_in_parent>
      <!--Orientation of the joint in the parent body specified in the parent body-->
      <orientation_in_parent>0 0 0</orientation_in_parent>
      <!--Location of the joint in the child body specified in the child body-->
      <location>0 0 0</location>
      <!--Orientation of the joint in the owning body specified in the owning body-->
      <orientation>0 0 0</orientation>
      <!--Set holding the generalized coordinates (q's) that parameterize this joint-->
      <CoordinateSet>
        <objects>
          <Coordinate name="hip_flexion_1">
            <!--Coordinate can describe rotational, translational, or
            <motion_type>rotational</motion_type>
            <!--The value of this coordinate before any value has been set-->
            <default_value>0</default_value>
            <!--The speed value of this coordinate before any value has been set-->
            <default_speed_value>0</default_speed_value>
            <!--The minimum and maximum values that the coordinate can take-->
            <range>-2 0.943951 2 0.943951</range>
          </Coordinate>
        </objects>
      </CoordinateSet>
    </CustomJoint>
  </Joint>
</Body>
```

Ilustración 7-2. Segmento de código para la declaración de los miembros, este caso representa "femur_1".
Fuente: Autoría propia

Visualización de los músculos (Ilustración 7-3) este segmento de código representa un músculo del miembro inferior amputado, este sale por encima de la prótesis, lo cual hace que el modelo no sea congruente con la realidad, para corregir esto, se miraba desde OpenSim el nombre de estos músculos y desde el código se buscaba el comando <Thelen2003Muscle name= ...> y se eliminaba toda la sección que este comprendía, es decir, se eliminaba hasta encontrar el mismo comando con el nombre del siguiente músculo. Seguidamente se acudía a la sección de llamado <groups> que contenía el movimiento que se realizaría y los músculos que actuarían en él, allí se eliminaba el

nombre del musculo que se había eliminado en la declaración para no generar errores de lectura en la visualización del modelo.

```

<Thelen2003Muscle name="psoas_1">
  <!--Flag indicating whether the force is disabled or not. Disabled
  <isDisabled>>false</isDisabled>
  <!--Minimum allowed value for control signal. Used primarily when s
  <min_control>0</min_control>
  <!--Maximum allowed value for control signal. Used primarily when s
  <max_control>1</max_control>
  <!--The set of points defining the path of the muscle.-->
  <GeometryPath>
    <!--The set of points defining the path-->
    <PathPointSet>
      <objects>
        <PathPoint name="psoas_1-P1">
          <location> -0.0647 0.0887 -0.0289</location>
          <body>pelvis</body>
        </PathPoint>
        <PathPoint name="psoas_1-P2">
          <location> -0.0238 -0.057 -0.0759</location>
          <body>pelvis</body>
        </PathPoint>
        <ConditionalPathPoint name="psoas_1-P3">
          <location> -0.0288 -0.0805 -0.0816</location>
          <body>pelvis</body>
          <range> -1.5708 0.785398</range>
          <coordinate>hip_flexion_1</coordinate>
        </ConditionalPathPoint>
        <PathPoint name="psoas_1-P4">
          <location> 0.0016 -0.0507 -0.0038</location>
          <body>femur_1</body>
        </PathPoint>
        <PathPoint name="psoas_1-P5">
          <location> -0.0188 -0.0597 -0.0104</location>
          <body>femur_1</body>

```

Ilustración 7-3. Visualización de un segmento de código que hace referencia a un musculo que sobresale de la prótesis. Fuente: Autoría propia

Declaración de los marcadores (Ilustración 7-4), en el código esta sección se ubica como <MarkerSet>, allí se estipula cada marcador de forma individual. Estos se reconocen por nombres, existen distintos referentes literarios para nombrarlos, así que este nombre depende de la necesidad de quien diseñe el modelo, tienen también el segmento óseo al cual se les asocia y su ubicación el plano, estas se representan por valores de coordenadas en el eje X, Y, Z.

En la (Ilustración 7-4) se ve la estructura para los marcadores empleados en la parte inferior del socket “*L.Thigh.Rear*”, en la rodilla “*L.Knee.Lat*” y “*L.Knee.Med*”, y en la parte superior del pilón “*L.Shank.Upper*”.

```

</Marker>
<Marker name="L.Thigh.Rear">
  <!--Body segment in the model on which the marker resides-->
  <body>femur_1</body>
  <!--Location of a marker on the body segment.-->
  <location> 0.025891 -0.316213 -0.0778532</location>
  <!--Flag (true or false) specifying whether or not a marker is fixed-->
  <fixed>>false</fixed>
</Marker>
<Marker name="L.Knee.Lat">
  <!--Body segment in the model on which the marker resides-->
  <body>femur_1</body>
  <!--Location of a marker on the body segment.-->
  <location> -0.000753513 -0.446142 -0.062296</location>
  <!--Flag (true or false) specifying whether or not a marker is fixed-->
  <fixed>>false</fixed>
</Marker>
<Marker name="L.Knee.Med">
  <!--Body segment in the model on which the marker resides-->
  <body>femur_1</body>
  <!--Location of a marker on the body segment.-->
  <location> 0.000472512 -0.445432 0.0539506</location>
  <!--Flag (true or false) specifying whether or not a marker is fixed-->
  <fixed>>false</fixed>
</Marker>
<Marker name="L.Shank.Upper">
  <!--Body segment in the model on which the marker resides-->
  <body>tibia_1_amputated</body>
  <!--Location of a marker on the body segment.-->
  <location> 0.00398588 -0.071611 -0.0777086</location>
  <!--Flag (true or false) specifying whether or not a marker is fixed-->
  <fixed>>false</fixed>
</Marker>
<Marker name="L.Shank.Front">
  <!--Body segment in the model on which the marker resides-->

```

Ilustración 7-4. Visualización de la declaración de algunos marcadores empleados en el miembro amputado.

Fuente: Autoría propia